



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ODHAD KVALITY SIGNÁLŮ EKG

ECG QUALITY ESTIMATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Pospíšil

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

BRNO 2018

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Jan Pospíšil

ID: 171170

Ročník: 3

Akademický rok: 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Odhad kvality signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku odhadu kvality signálů EKG. Provedte literární rešerši nejčastěji používaných metod za přítomnosti různých typů rušení v dlouhodobých a zátěžových záznamech EKG. 2) Realizujte metodu založenou na spojitém výpočtu SNR a další vybrané metody a vše implementujte v programovém prostředí Matlab. 3) Funkčnost realizovaných metody ověřte na umělých datech (použijte např. EKG generátor z Physionet.org). Dosažené výsledky diskutujte. 4) Na základě předchozích poznatků navrhnete vlastní metodu odhadu kvality signálů EKG. 5) Ověřte robustnost vlastní navržené metody vůči různým druhům rušení a porovnejte ji s ostatními metodami. 6) Funkčnost navržených algoritmů otestujte na reálných záznamech EKG. 7) Provedte diskusi dosažených výsledků, formulujte použitelnost jednotlivých metod.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SILVA, Ikaro; MOODY, George B.; CELI, Leo. Improving the quality of ECGs collected using mobile phones: The Physionet/Computing in Cardiology Challenge 2011. In: Computing in Cardiology, 2011. IEEE, 2011. p. 273-276.

[2] ORPHANIDOU, Christina, et al. Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: derivation and applications to wireless monitoring. IEEE journal of biomedical and health informatics, 2015, 19.3: 832-838.

Termín zadání: 5.2.2018

Termín odevzdání: 8.8.2018

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se bude zabývat problematikou odhadu kvality signálů EKG, která je klíčovým parametrem pro stanovení diagnózy. Teoretická část se zabývá základními poznatky ohledně fyziologie srdce, elektrokardiografie a nakonec o typech rušení, které mohou během měření nastat. Následující praktická část se bude zabývat publikovanými metodami a vlastním návrhem metody pro odhad kvality signálu a jejich testování na umělých a reálných datech.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG signál, odhad kvality signálů, artefakty, SNR, SQI, vlnková transformace

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the question of estimation of the quality of the ECG signals, which is a key parameter for determining the diagnosis. The theoretical part deals with the basic knowledge concerning cardiac physiology, electrocardiography and finally the types of interferences that can occur during the measurement. The following practical part will deal with the published methods and the proposal of methods for estimating signal quality and their testing on artificial and real data.

KEYWORDS

ECG signal, estimation of signal quality, artifacts, SNR, SQI, wavelet transformation

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

POSPÍŠIL, J. Odhad kvality signálů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav Biomedicínského inženýrství, 2018. 42 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital, PhD.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Odhad kvality signálů EKG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

Jan Pospíšil

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu Ing. Lukáši Smitalovi, Ph.D. za jeho podporu a cenné rady při tvorbě této bakalářské práce. Další poděkování patří mojí rodině za morální podporu během studia.

V Brně dne

.....

Jan Pospíšil

OBSAH

ÚVOD.....	1
1 SRDCE.....	2
1.1 ANATOMIE SRDCE	2
1.2 PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDCE	3
1.3 ELEKTRICKÉ DĚJE MYOKARDU.....	3
2 ELEKTROKARDIOGRAFIE.....	5
2.1 SNÍMÁNÍ EKG.....	5
2.1.1 Einthovenovy bipolární svody I, II, III.....	5
2.1.2 Goldbergerovy svody aVR, aVL, aVF.....	6
2.1.3 Hrudní svody V ₁ až V ₆	7
2.2 ELEKTROKARDIOGRAM	8
2.3 TYPY ZÁZNAMŮ EKG.....	10
2.3.1 Klidové EKG.....	10
2.3.2 Zátěžové EKG.....	10
2.3.3 Dlouhodobé EKG.....	10
3 RUŠENÍ.....	11
3.1 DRIFT	11
3.2 SÍŤOVÝ BRUM	12
3.3 MYOPOTENCIÁLY	14
3.4 IMPULZNÍ RUŠENÍ	15
4 METODY ODHADU KVALITY SIGNÁLŮ	16
4.1 ECG HUMAN ANNOTATIONS	16
4.2 SIGNAL QUALITY INDEX (SQI)	17
4.3 INSTANTEOUS HEART RATE (IHR)	19
4.4 SIGNAL-TO-NOISE RATIO (SNR)	21
4.4.1 Vytvoření umělých dat.....	22
4.4.2 Filtrační metoda	22
4.4.3 Odhad kvality signálu pomocí SNR.....	24
5 VLASTNÍ METODA ODHADU KVALITY SIGNÁLŮ EKG	26
5.1 POPIS VLASTNÍ METODY.....	26
5.2 KATEGORIE KVALITY EKG.....	28
5.2.1 Kategorie Q1.....	28
5.2.2 Kategorie Q2.....	29
5.2.3 Kategorie Q3.....	29

6	TESTOVÁNÍ NAVRŽENÝCH METOD.....	30
6.1	TESTOVÁNÍ NA REÁLNÝCH DATECH MIT-BIH.....	30
6.1.1	<i>SQL</i>	30
6.1.2	<i>Vlastní metoda + SNR</i>	34
6.2	TESTOVÁNÍ NA REÁLNÝCH DATECH Z DATABÁZE CARDIOLOGY CHALLENGE 2011.....	38
	<i>SQL</i>	39
	<i>SNR</i>	39
	<i>Vlastní metoda</i>	40
	ZÁVĚR.....	41
	LITERATURA.....	43

SEZNAM OBRÁZKŮ

OBRÁZEK 1.1 ANATOMICKÁ STRUKTURA SRDCE [2]	2
OBRÁZEK 1.2 PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDEČNÍ [3]	3
OBRÁZEK 1.3 PRŮBĚH AKČNÍHO POTENCIÁLU SRDEČNÍ BUŇKY (0-DEPOLARIZACE, 1-TRANSPOLARIZACE, 2-FÁZE PLATÓ, 3-DEPOLARIZACE, 4-KLIDOVÝ MEMBRÁNOVÝ POTENCIÁL) [4]	4
OBRÁZEK 2.1 EITHOVENOVY BIPOLÁRNÍ SVODY [5]	6
OBRÁZEK 2.2 GOLDBERGEROVY UNIPOLÁRNÍ SVODY [5]	7
OBRÁZEK 2.3 VLEVO VYTVOŘENÍ WILSONOVY SVORKY, VPRAVO ROZMÍSTĚNÍ ELEKTROD V1 AŽ V6 [5]	7
OBRÁZEK 2.4 PRŮBĚH SIGNÁLU EKG [7]	8
OBRÁZEK 3.1 PRŮBĚH SIGNÁLU EKG S DRIFTEM	12
OBRÁZEK 3.2 SIGNÁL EKG PO ODSTRANĚNÍ DRIFTU	12
OBRÁZEK 3.3 FREKVENČNÍ SPEKTRUM DRIFTU [10]	12
OBRÁZEK 3.4 SIGNÁL EKG POSTIŽENÝ BRUMEM	13
OBRÁZEK 3.5 VYFILTROVANÝ SIGNÁL EKG BEZ BRUMU	13
OBRÁZEK 3.6 FREKVENČNÍ SPEKTRUM BRUMU (V TOMTO PŘÍPADĚ SÍŤ S $F = 60$ Hz) [10]	13
OBRÁZEK 3.7 SIGNÁL EKG ZARUŠENÝ MYOPOTENCIÁLY	14
OBRÁZEK 3.8 FREKVENČNÍ SPEKTRUM EMG [10]	14
OBRÁZEK 3.9 SIGNÁL S IMPULZNÍM RUŠENÍM	15
OBRÁZEK 3.10 SIGNÁL PO PRŮCHODU FILTREM	15
OBRÁZEK 4.1 BLOKOVÉ SCHÉMA METODY SQI	18
OBRÁZEK 4.2 VYKRESLENÍ JEDNOTLIVÝCH SEGMENTŮ (VLEVO), VÝPOČET PRŮMĚRNÉ ŠABLONY (VPRAVO)	19
OBRÁZEK 4.3 NAHOŘE: VSTUPNÍ SIGNÁL EKG S DETEKOVANÝMI R-VLNAMI DOLE: PRŮBĚH SIGNÁLU IHR	19
OBRÁZEK 4.4 PRŮBĚHY STATISTICKÝCH FUNKCÍ NA SIGNÁLECH EKG A IHR [18]	21
OBRÁZEK 4.5 NAHOŘE: UMĚLE VYTVOŘENÝ SIGNÁL EKG, UPROSTŘED: UMĚLÉ RUŠENÍ KTERÉ SE APLIKUJE NA GENEROVANÝ SIGNÁL, DOLE: VZNIKLÝ SIGNÁL S EMG RUŠENÍM	22
OBRÁZEK 4.6 SCHÉMA VLNKOVÉHO WINEROVSKÉHO FILTRU ZALOŽENÉ NA METODĚ PILOTNÍHO ODHADU	22
OBRÁZEK 4.7 POROVNÁNÍ ADAPTIVNÍHO PRAHU (ČERVENĚ) S PEVNÝM PRAHEM (ZELENĚ) [20]	23
OBRÁZEK 4.8 NAHOŘE: ZAŠUMĚNÝ SIGNÁL, NÁSLEDUJE VÝSTUP FILTRU, ŠUMOVÁ SLOŽKA A DOLE SPOJITÝ PRŮBĚH SNR	25
OBRÁZEK 5.1 BLOKOVÉ SCHÉMA METODY	26
OBRÁZEK 5.2 ORIGINÁLNÍ SIGNÁL S RUŠENÍM, NÁSLEDNÁ FILTRACE, SPOJITÝ PRŮBĚH SNR A DETEKCE R VLN	27
OBRÁZEK 5.3 HODNOCENÍ ÚSEKŮ SIGNÁLU EKG	28
OBRÁZEK 5.4 SIGNÁL KATEGORIE Q1	28
OBRÁZEK 5.5 SIGNÁL KATEGORIE Q2	29
OBRÁZEK 5.6 SIGNÁL KATEGORIE Q3	29
OBRÁZEK 6.1 TESTOVACÍ SIGNÁL 118M.MAT	30
OBRÁZEK 6.2 SEGMENTACE A VÝPOČET ŠABLONY SIGNÁLU 118M.MAT	31
OBRÁZEK 6.3 TESTOVACÍ SIGNÁL 230M.MAT	31
OBRÁZEK 6.4 SEGMENTACE A VÝPOČET ŠABLONY SIGNÁLU 230M.MAT	32
OBRÁZEK 6.5 TESTOVÁNÍ SIGNÁLU 233M.MAT	33
OBRÁZEK 6.6 SEGMENTACE A VÝPOČET ŠABLONY SIGNÁLU 233M.MAT	33

OBRÁZEK 6.7 TESTOVÁNÍ SIGNÁLU <i>111M.MAT</i>	34
OBRÁZEK 6.8 HODNOCENÍ ÚSEKŮ SIGNÁLU <i>111M.MAT</i>	35
OBRÁZEK 6.10 HODNOCENÍ SIGNÁLU <i>T114SM.MAT</i>	36
OBRÁZEK 6.9 TESTOVÁNÍ SIGNÁLU <i>T114SM.MAT</i>	36
OBRÁZEK 6.11 TESTOVÁNÍ SIGNÁLU <i>104M.MAT</i>	37
OBRÁZEK 6.12 HODNOCENÍ SIGNÁLU <i>104M.MAT</i>	38

SEZNAM TABULEK

TABULKA 5.1 HODNOTY SNR A KORELAČNÍCH KOEFICIENTŮ ÚSEKŮ	28
TABULKA 6.1 VÝLEDNÉ HODNOTY SIGNÁLU <i>111M.MAT</i>	35
TABULKA 6.2 VÝLEDNÉ HODNOTY SIGNÁLU <i>T114SM.MAT</i>	35
TABULKA 6.3 VÝLEDNÉ HODNOTY SIGNÁLU <i>104M.MAT</i>	38
TABULKA 6.4 CELKOVÁ ÚSPĚŠNOST METOD NA REÁLNÝCH DATECH Z DATABÁZE CHALLENGE 2011.....	40

ÚVOD

Srdce představuje jeden z nejdůležitějších orgánů, bez kterého by nebylo možno žít. Jeho práce začíná již během prvních týdnů embryonálního vývoje a pokračuje až do smrti jedince. Bohužel s přibývajícím věkem a s novými životními trendy souvisí také celá řada chorob a onemocnění srdce, které mají na svědomí značnou část celkových úmrtí na světě. Většina onemocnění jsou velice vážná a je třeba je léčit. Bez léčby může dojít k závažným komplikacím a výrazně se tak sníží životní kvalita.

Pro stanovení, či je srdce zdravé, nebo trpí poruchou, slouží osvědčená metoda Elektrokardiografie. Podrobnější popisem této metody se bude zabývat kapitola č.2. Ze získaných dat lze následně usoudit, zda je srdce zdravé, nebo je postiženo vadou či srdečním onemocněním. Avšak při samotném snímání dochází ke zkreslování výsledných dat vlivem rušení a vznikem artefaktů. Rušení způsobují elektrické přístroje v blízkosti měření, artefakty vznikají přítomností cizích biosignálů. Nežádoucí složky se snažíme eliminovat pomocí filtrů a algoritmů. Úkolem této bakalářské práce bude analyzovat signály EKG při použití různých metod a ohodnotit jejich výslednou kvalitu, která je klíčovým parametrem pro diagnostiku.

V první kapitole je popsána teorie týkající se anatomické struktury srdce, převodního systému a elektrických dějů, které probíhají v srdeční svalovině (myokardu). Kapitola druhá se zabývá způsoby měření EKG a jednotlivými segmenty křivky. Následující kapitola nám přiblíží problematiku rušení a vedlejších jevů, které ovlivňují výstupní data a je třeba je odstranit za pomoci filtračních metod. V dalších kapitolách se dostáváme k předmětu této práce. Budou zde popsány jednotlivé metody odhadu kvality krátkodobých i dlouhodobých signálů a jejich otestování na umělých a následně reálných datech, včetně diskuze získaných údajů.

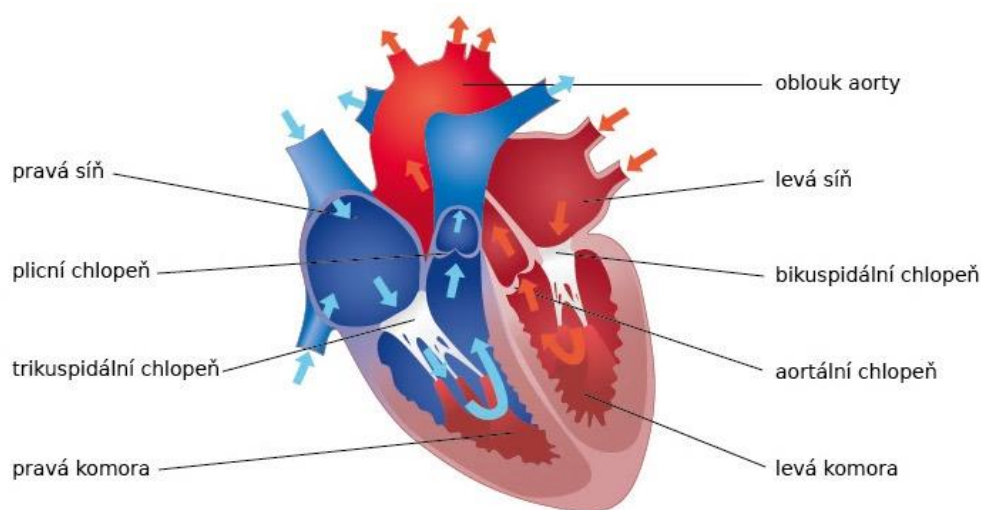
1 SRDCE

1.1 Anatomie Srdce

Srdce (latinsky „cor“) je orgán uložený v hrudníku mezi laloky plic. Neustálými stahy (systola) a uvolněním (diastola) zajišťuje oběh krve krevním řečištěm, a tím umožňuje přenos živin, plynů a odpadních metabolitů v krvi. Je to tedy výkonné čerpadlo, které se skládá ze dvou jednotek spojené do série. Každá jednotka je tvořena síní a komorou oddělené od sebe chlopněmi. Síně představuje rezervoár krve a komora pumpu. Obě tyto jednotky mají stejný srdeční výdej, rytmus a minutový objem krve, avšak tlakové poměry komor se značně liší. Levá komora musí překonat pětikrát vyšší odpor, než pravá.

Na Obr. 1.1 můžeme vidět anatomické uspořádání srdce. Odkysličená žilní krev je přiváděna dolní dutou žílou do pravé síně a následně čerpána pravou komorou do malého (plicního) oběhu a pak do plic, kde dojde k výměně plynů. Okysličená krev je přiváděna plicními žilami z plic do levé síně a levou komorou je vybužena do velkého (tělního) oběhu a následně do orgánů a tkání.

Srdce je řízeno několika kontrolními a regulačními mechanismy, které se vyvinuly během fylogenetického vývoje. Zajišťují pravidelnou práci, ale i přizpůsobení na zvýšené nároky organismu během zvýšení aktivity. Dále je srdce řízeno vegetativním nervovým systémem – sympatikus, který zvyšuje aktivitu a tlumící parasympatikus. [1]

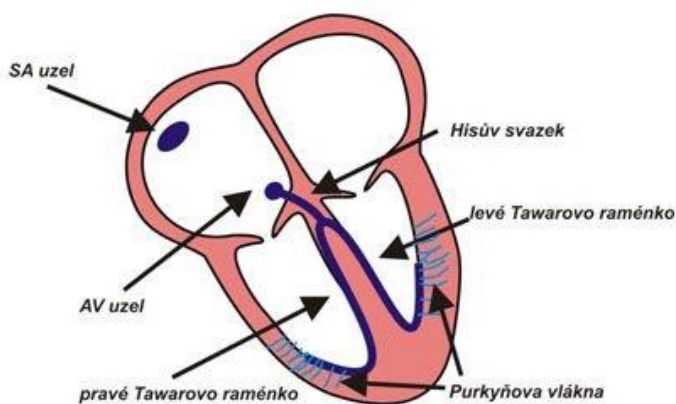


Obrázek 1.1 Anatomická struktura srdce [2]

1.2 Převodní systém srdce

Srdeční práci lze rozdělit na složku elektrickou a mechanickou. Během vývoje se část buněk srdce přetvořila pouze na tvorbu a přenos elektrického signálu – *převodní systém srdeční*. (Obr. 1.2) Tyto buňky se odlišují od ostatních buněk srdce svojí strukturou, obsahují velké množství glykogenu a mají malý počet myofibril (nedochází ke stahu).

Převodní systém začíná v sinoatriálním uzlu (SA), který je místem vzniku vzruchu a označuje se jako srdeční pacemaker (udavatel rytmu). Vzruch se z SA uzlu šíří preferenčními vlákny do atrioventrikulárního uzlu (AV). AV uzel zpomaluje vedení vzruchu a tím se dosáhne nutného odstupu mezi stahem síní a komor. V případě poškození SA uzlu se AV uzel stává zdrojem vzruchu a označuje se tedy jako sekundární pacemaker. Z AV uzlu se vzruch šíří Hisovým svazkem. U zdravého srdce je to jediné místo, kudy si šíří signál ze síní na komory. Jinak jsou síně a komory izolovány vazivovým skeletem a chlopněmi. Vzruch se dále šíří do Tawarových ramének (pravé, levé) a ty se následně větví na Purkyňova vlákna, která rozvádí vzruch do pracovních buněk myokardu. Tyto pracovní buňky se vyznačují centrálně uloženým jádrem, velkým množstvím mitochondrií a myofibril umožňující srdeční stah. [1]



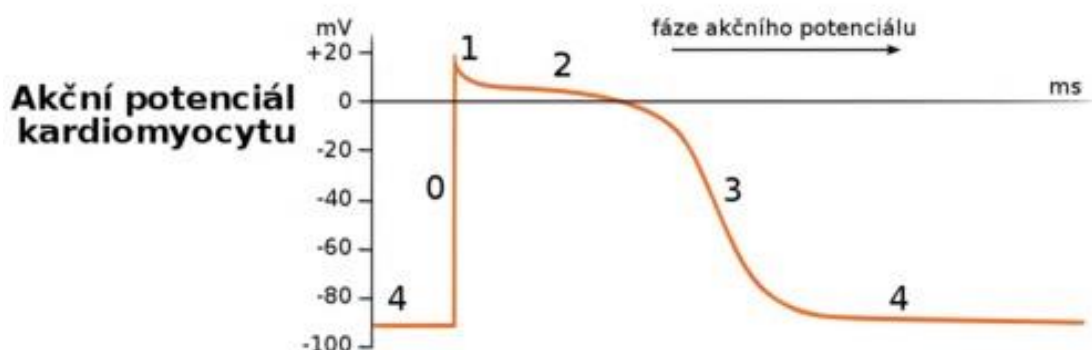
Obrázek 1.2 Převodní systém srdeční [3]

1.3 Elektrické děje myokardu

Srdeční svalovina má kromě stažlivosti další elektrofyzilogické vlastnosti. Mezi ně patří vodivost, automacie a dráždivost. Dráždivost spočívá v existenci klidového membránového napětí, kdy jej dostatečně silný podnět změní na akční napětí. Klidové napětí buněk myokardu je -70 až -90 mV. Průběh jednotlivých fází akčního napětí buněk myokardu můžeme vidět na Obr. 1.3.

První fáze akčního napětí – depolarizace a transpolarizace (překmit do kladných hodnot) je zodpovědná za šíření, tj. vodivost. Následuje repolarizace se zpožděním 250 až 300 ms za depolarizací. Zpoždění je způsobeno vlastností membrány pro sodík a během této fáze nemůže dojít k dalšímu podráždění buňky. Tato fáze se označuje se jako Plató.

U pracovních buněk myokardu je stálá hodnota klidového membránového napětí, avšak u buněk převodního systému lze pozorovat menší pokles membránového napětí směrem ke kladným hodnotám, dochází tak ke spontánní depolarizaci. Tato vlastnost je podkladem automacie – schopnost buněk tvořit samovolně vzruchy.[1]



Obrázek 1.3 Průběh akčního potenciálu srdeční buňky (0-depolarizace, 1-transpolarizace, 2-fáze plató, 3-depolarizace, 4-klidový membránový potenciál) [4]

2 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiografie (EKG) je metoda snímání elektrické aktivity srdečního svalu v čase pomocí elektrod umístěnými na povrchu těla pacienta. Signál se postupně šíří ze srdce z místa vzniku do těla. Výsledek měření se nazývá elektrokardiogram. Lékař následně hodnotí vzhled výsledných křivek, tvar, velikost a případné výchylky od normálního (fyziologického) stavu. EKG umožňuje odhalení většiny závažných patologických jevů týkajících se srdce. Jedná se zejména o arytmie, infarkt myokardu, ischemie, blokace ramének či jiná poškození. Výhodou této metody je, že se jedná o rychlé, neinvazivní a bezbolestné vyšetření, které neohrožuje pacienta, na kterém probíhá měření.

2.1 Snímání EKG

Elektrokardiogram je záznam časové změny elektrického potenciálu vyvolané srdeční aktivitou a jeho průběh snímáme pomocí přístroje elektrokardiografu na milimetrový papír, nebo v digitální podobě na monitoru. Ke snímání elektrické aktivity slouží elektrody zapojené do svodů. Pokud se rozdíl potenciálů snímá mezi dvěma elektrodami, jedná se o *bipolární svod*. Spojí-li se elektrody dohromady přes dostatečně velký odpor, dostáváme místo s nulovým potenciálem – Wilsonovou svorku. Pokud se měří napětí na elektrodě vůči této svorce, jedná se o *unipolární svod*. [1]

Snímání bylo zavedeno do praxe na počátku 20. století holandským fyziologem Willemem Einthovenem. Používali se dnešní bipolární končetinové svody (I, II, III) tvořící Einthovenův trojúhelník, v jehož těžišti leží srdce. V současné době se používá 12-svodové EKG, které se skládá ze 3 bipolárních končetinových svodů, 3 unipolárních Goldbergerových svodů a 6 unipolárních hrudních svodů. Za určitých okolností lze přidat další svody.

2.1.1 Einthovenovy bipolární svody I, II, III

Označují se jako standartní končetinové svody a měří rozdíly potenciálů mezi jednotlivými vrcholy trojúhelníku. (Obr 2.1) Platí pro ně následující vztahy: [5]

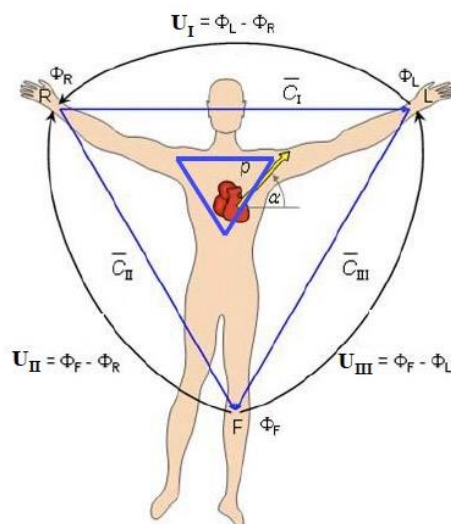
$$U_I = \Phi_L - \Phi_R$$

$$U_{II} = \Phi_F - \Phi_R \quad (2.1)$$

$$U_{III} = \Phi_F - \Phi_L$$

$$U_I = U_{II} - U_{III}, \quad (2.2)$$

kde U je napětí příslušného svodu a Φ je potenciál příslušného místa.



Obrázek 2.1 Einthovenovy bipolární svody [5]

2.1.2 Goldbergerovy svody aVR, aVL, aVF

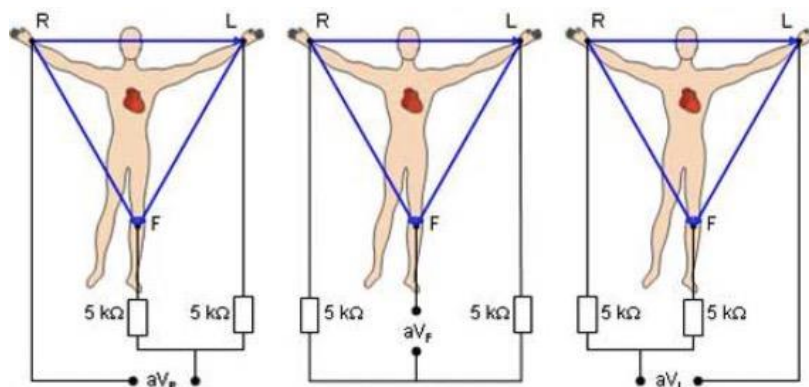
Unipolární Goldbergerovy svody (Obr. 2.2) měří rozdíly potenciálů vrcholů trojúhelníku proti průměrnému potenciálu protilehlé strany. Příslušná napětí se z jednotlivých potenciálů dají vyjádřit:

$$U_{avR} = \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2}$$

$$U_{avL} = \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} \quad (2.3)$$

$$U_{avF} = \Phi_F - \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2},$$

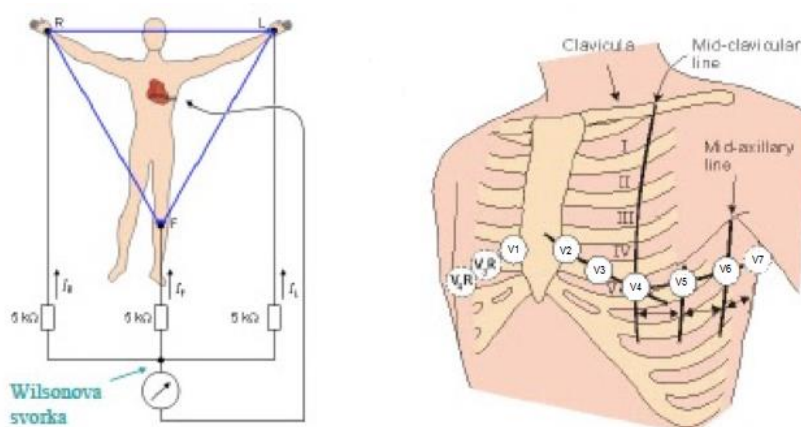
kde U je napětí příslušného svodu a Φ je potenciál příslušného místa. [5]



Obrázek 2.2 Goldbergerovy unipolární svody [5]

2.1.3 Hrudní svody V₁ až V₆

Unipolární hrudní svody V₁ až V₆ byly zavedeny za předpokladu, že potenciály v různých místech hrudníku jsou ovlivňovány především nejbližší částí srdce. Tomu odpovídá rozmístění elektrod. Napětí se měří proti Wilsonově svorce s nulovým potenciálem. (Obr. 2.3)



Obrázek 2.3 Vlevo vytvoření Wilsonovy svorky, vpravo rozmístění elektrod V₁ až V₆ [5]

Při měření se obvykle měření pouze 8 svodů. Zbytek svodů lze spočítat z následujících vztahů:

$$U_{avR} = -U_{II} + \frac{U_{III}}{2}$$

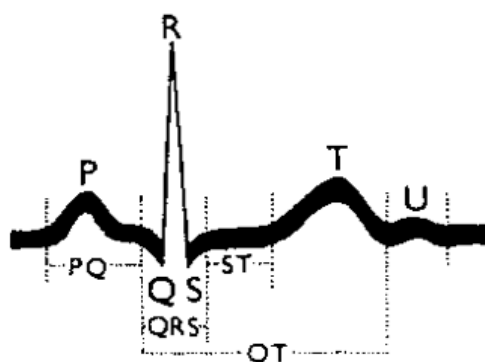
$$U_{avL} = U_I - \frac{U_{II}}{2} \quad (2.4)$$

$$U_{avR} = U_{III} + \frac{U_I}{2},$$

kde U je napětí příslušného svodu. [5]

2.2 Elektrokardiogram

Záznam jednoho průběhu křivky EKG s jednotlivými segmenty je znázorněn na Obr. 2.4.



Obrázek 2.4 Průběh signálu EKG [7]

Vlna P představuje postupnou depolarizaci levé a pravé síně a. Při fyziologickém stavu se jedná o pozitivní vlnu s hladkým průběhem nacházející se před každým komplexem QRS, netrvá více než 110 ms a její amplituda není vyšší než 2,5 mm (0,25 mV). Pokud by amplituda přesahovala danou mez, jedná se o hypertrofii a tento stav označujeme *P pulmonare*. Při prodlouženém časovém intervalu se jedná o dilataci síní – *P mitrale*. Vlna P se nejlépe popisuje ve svodech I a II, kde by měla být pozitivní. Pokud by tomu tak nebylo, jednalo by se o patologický nález. Dále se sleduje ve svodu III, kde má bipolární charakter, tzn. je negativní, či pozitivní.

PQ interval odpovídá systole síní a zdržení vzruchu v AV uzlu. Odděluje vlnu P od začátku komplexu QRS. Ten začíná kmitem Q nebo R, podle toho označujeme interval PQ nebo PR, avšak oba intervaly mají stejný význam. Fyziologické hodnoty intervalu PQ se pohybují mezi 120 až 200 ms. Zkrácený interval PQ ukazuje na preexcitační syndrom, kdy vzruch z SA uzlu obchází AV uzel. Pokud by byl interval PQ delší než fyziologické hodnoty, jedná se o blokaci AV uzlu.

Komplex QRS představuje stah obou komor myokardu a u zdravého srdce trvá do 110 ms s amplitudou až 3 mV. Hodnotíme na něm celkovou dobu trvání, přítomnost a trvání kmitu Q a nakonec Sokolowovy indexy, kterými lze určit tloušťku srdeční stěny.

Komplex se skládá se ze tří typů kmitů. První negativní kmit Q, jehož přítomnost hodnotíme ve všech svodech a trvání nepřesahuje 30 ms. Prodloužení nad 40 ms ukazuje na jizvu po infarktu myokardu. Druhý typ je pozitivní kmit R. Za normálního stavu se vyskytuje pouze jeden. Poslední typ kmitu se označuje S a je negativní.

Prodloužení komplexu QRS do 120 ms může indikovat neúplnou blokádu pravého raménka, infarkt myokardu nebo hypertrofii komor. Pokud bude prodloužení nad 130 ms, jedná se se blokací pravého nebo levého raménka převodního systému. Komplex QRS je nejvýznamnějším segmentem celé křivky EKG a většina algoritmů je zaměřena právě na jeho detekci.

T vlna označuje úsek, kdy dochází ke komorové repolarizaci myokardu. Fyziologicky je doba trvání 200 ms s výchylnou 2-8 mm (0,2-0,8 mV) a má stejnou polaritu, jako největší kmit v komplexu QRS ve všech svodech s výjimkou svodu aVR, kde je negativní. Tvar by měl být hladký a kulovitý. Vysoká hrotnatá T vlna je typická pro aktuální infarkt.

Za vlnou T se někdy nachází pozitivní **vlna U** a její příčina je zatím neznámá. Jsou názory, že tato vlna je výsledkem repolarizace Purkyňových vláken.

ST interval se nachází mezi koncem komplexu QRS a začátkem vlny T a je výsledkem repolarizace obou komor. Začátek úseku se značí jako junkční bod. Úsek ST a vlna T jsou nejstabilnějšími částmi křivky EKG a jejich výchylny jsou způsobeny celou řadou příčin. Změny jsou nespecifické a jejich interpretace musí být v souvislosti s klinickým obrazem a anamnézou onemocnění.

QT interval se měří od začátku komplexu QRS až po konec vlny T. Jeho celková délka odpovídá depolarizaci a repolarizaci komor myokardu. Normální hodnoty se pohybují od 0,25 s do 0,50 s. Jiné hodnoty indikují chybně provedené měření nebo hodnocení EKG. Existují ale také léky, které prodlužují QT interval a dochází tak ke zvýšenému riziku arytmií.

RR interval je vzdálenost mezi dvěma komorovými komplexy. Při zrychlené tepové frekvenci dochází ke zkracování tohoto úseku. U zpomalování tepové frekvence jeho vzdálenost naopak roste. Intervaly se využívají při analýze Variability srdečního rytmu (HRV). [6][7]

2.3 Typy záznamů EKG

2.3.1 Klidové EKG

Představuje vyšetření, kdy pacient leží v klidu. Délka záznamu bývá nejčastěji po dobu 10 s a hodnotí se rytmus a morfologická analýza. Kromě brumu a driftu je třeba počítat s vyšší přítomností myopotenciálů u pacientů, u kterých nemůže zaručit úplný klidový stav. Jedná se zejména o děti v nízkém věku. Zajímavé frekvenční pásmo signálu dosahuje 125 Hz a u dětí 150 Hz s doporučenou vzorkovací frekvencí $f_{vz} = 500$ Hz s kvantovacím krokem $q = 2,5$ μ V. [5]

2.3.2 Zátěžové EKG

Jedná se o měření EKG signálu při jasně definované fyzické aktivitě pacienta. Slouží hlavně k diagnostice ischemické srdeční choroby, pro kterou je charakteristická změna segmentu ST při zvýšené zátěži. Jako zátěž se používá bicyklový ergometr nebo běžecký pás s postupným přidáváním zátěže. Samotné měření končí ve chvíli, pokud je dosažena požadovaná srdeční frekvence, dojde ke změně EKG křivky, nebo při vzniku komplikací.

Nevýhodou měření bývá vyšší rušení, především se jedná o drift a myopotenciály vyvolané pohybem. Potlačení musí probíhat v reálném čase a nesmí překročit určitou mez, jinak dojde k zastavení měření. Kromě filtrace musí také probíhat v reálném čase měření tepové frekvence, lokalizace začátků a konců komplexů QRS, stanovení úrovně nulové izolinie, určování sklonů segmentů ST ve všech 12 svodech a sledování trendu sklonů segmentů ST. [5]

2.3.3 Dlouhodobé EKG

Také označované jako holterovské EKG, slouží k dlouhodobému monitorování ohrožených pacientů. Používá se až 12 svodů během 24 hodin. Pacient má na těle umístěné elektrody s přístrojem a může se normálně pohybovat. Přístroj ukládá do paměti průběžně získaná data a po uplynutí 24 hodin dojde k jejich vyhodnocení. Hodnotí se variabilita srdečního rytmu, analyzují se arytmie a trendy sklonů segmentů ST ve všech svodech. [5]

3 RUŠENÍ

Během samotného měření a následného zisku dat dochází k ovlivňování celou řadou okolností. Může se jednat o prostředí, kterým se signál šíří, vzdáleností mezi vstupem a výstupem, cizí přístroje apod. Přenos bez rušení a artefaktů je pouze ideální představa a nikde se nevyskytuje. Vždy budou výsledná data ovlivněna nežádoucími složkami. Pomocí algoritmů a filtrů dochází k odstranění těchto nežádoucích složek, avšak dochází i k potlačení užitečné informace vlivem nedokonalostí. Je nutné, aby toto zkreslení nepřekročilo danou mez. V závislosti na vzniku zkreslení pozorujeme:

Rušení představuje nežádoucí signál, který vniká při pohybech během měření a používáním elektrických přístrojů v blízkosti měření jako jsou mobilní telefony, diagnostické a terapeutické přístroje. Typy rušení se z hlediska šířky frekvenčního pásma rozdělují na:

- Širokopásmové rušení (myopotenciály, impulzní rušení)
- Úzkopásmové rušení (drift, brum)

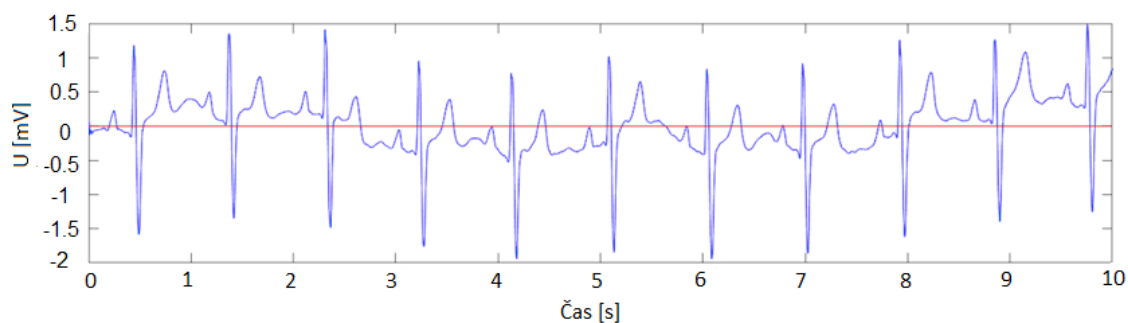
Artefakty představují nepřesnosti měření vzniklé přítomností cizích biosignálů (pohyby očí) nebo vzniklé v místě kontaktu elektrody s vyšetřovanou osobou (pot pod elektrodou, malé množství kontaktního gelu, mastná pokožka atd.)

Zkreslení signálu představuje změna jeho tvaru a jeho vznik souvisí s průchodem signálu přes tělo vyšetřované osoby, nebo samotnou měřící aparaturou při použití filtrů. [8][9]

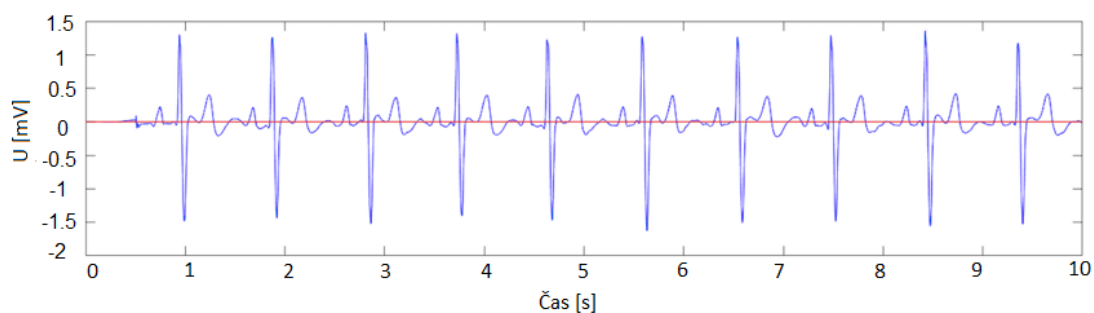
3.1 Drift

Drift neboli kolísání nulové izolinie je způsobeno dýcháním, pomalými pohyby pacienta a elektrochemickými ději na rozhraní kůže s elektrodou. Frekvence rušení dosahuje hodnot do 2 Hz a řadíme ho tak mezi úzkopásmové rušení. Jeho frekvenční spektrum se tedy překrývá s vlnami P a T. Proto filtrace musí být určitým kompromisem, aby nedošlo k potlačení užitečného signálu. Časový průběh signálu EKG s driftem je znázorněn na obr. 3.1. Na Obr. 3.2 je signál po odstranění driftu a na Obr. 3.3 je zobrazeno jeho frekvenční spektrum.

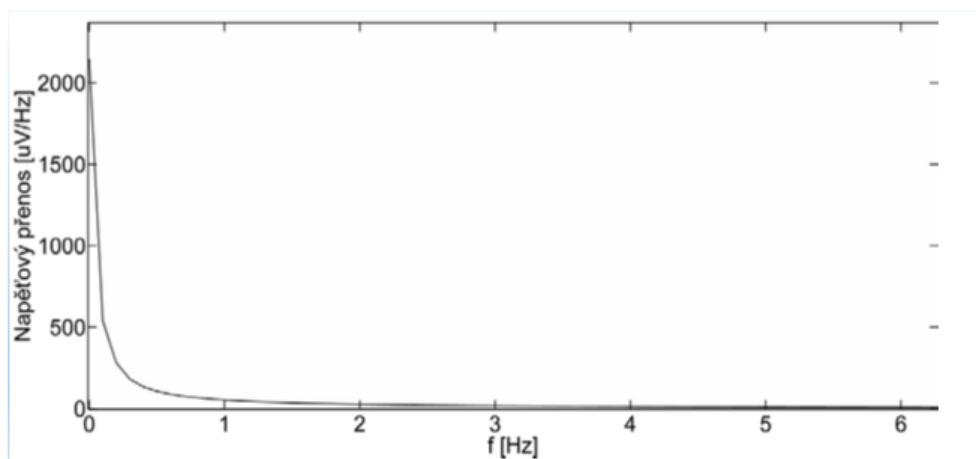
Drift lze odstranit použitím analogové horní propusti v podobě RC článku s doporučeným dolním mezním kmitočtem 0,05 Hz. Důvodem této nízké hodnoty je nelinearita fázové charakteristiky analogové HP, která trvá zhruba do 0,7 Hz. Spektrum užitečného signálu začíná právě v 0,7 Hz a nelinearita se nadále neprojeví. Další možnost k odstranění driftu je použití číslicového filtru typu FIR – horní propust např. $f = 1$ Hz.[5]



Obrázek 3.1 Průběh signálu EKG s driftem



Obrázek 3.2 Signál EKG po odstranění driftu

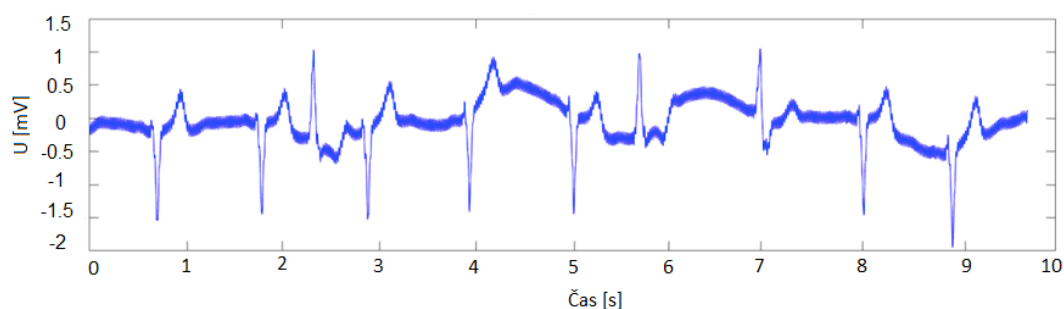


Obrázek 3.3 Frekvenční spektrum driftu [10]

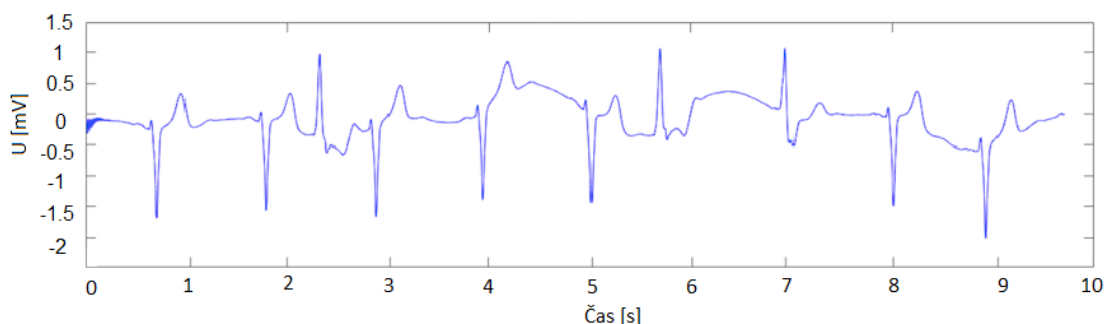
3.2 Síťový brum

Brum představuje úzkopásmový rušivý signál s frekvencí 50 Hz. Jeho příčinou je elektromagnetická indukce v elektrické síti, na kterou jsou připojeny samotné měřicí přístroje EKG signálu. V USA a v Japonsku se používá jiná frekvence sítě a rušení má

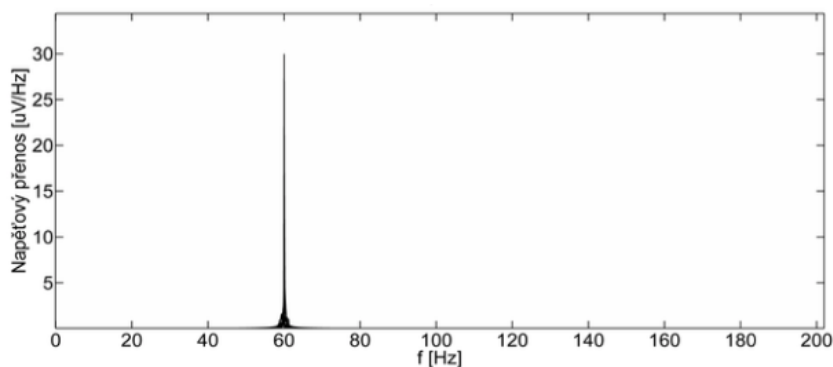
frekvenci 60 Hz. Brumu lze předcházet vhodnými podmínkami pro měření a vhodným umístění přístroje EKG. Frekvence síťového brumu však nejsou konstantní a dochází k jejich vychylování ($\pm 0,1$ Hz) a proto je třeba vhodně zvolit typ filtrace a rozpětí mezních frekvencí. Brum od užitečné složky signálu bez větších ztrát odstraníme pomocí filtru typu FIR – pásmová zadrž (PZ) s mezními frekvencí kolem 50 popř. 60 Hz. (např. 49 až 51 Hz). Signál postižený brumem je na obr. 3.4, následná filtrace brumu na obr. 3.5 a na posledním obrázku 3.6 je zobrazeno frekvenční spektrum toho rušení. [5]



Obrázek 3.4 Signál EKG postižený brumem



Obrázek 3.5 Vyfiltrovaný signál EKG bez brumu

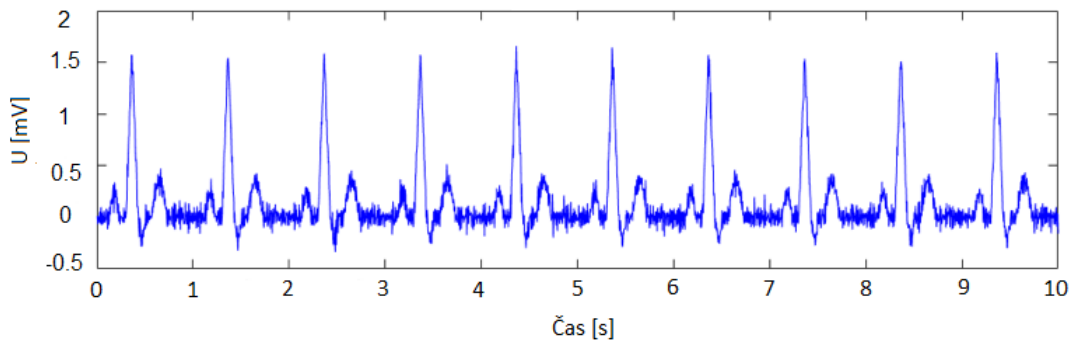


Obrázek 3.6 Frekvenční spektrum brumu (v tomto případě síť s $f = 60$ Hz) [10]

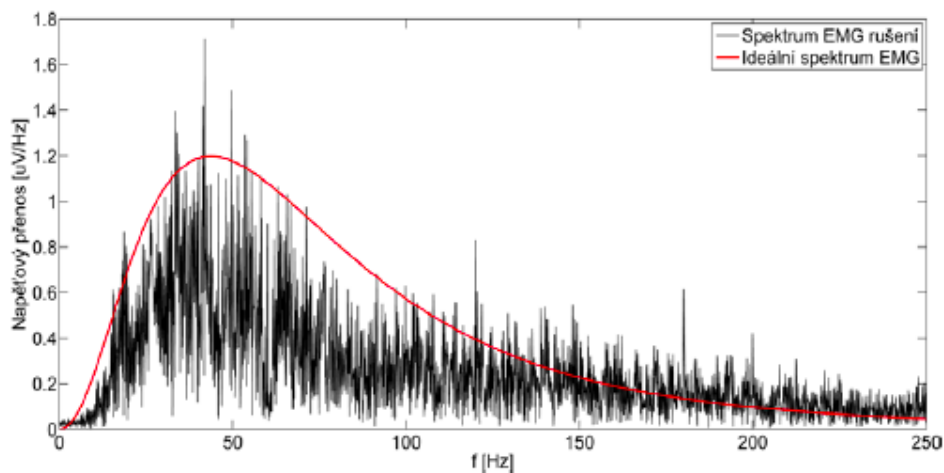
3.3 Myopotenciály

Představují širokopásmové rušení vyvolané pohybem svalů a jejich elektrické činnosti v blízkosti snímacích elektrod. Svalové buňky jsou řízeny pomocí elektrických impulzů, které se promítnou ve výsledném signálu EKG. Frekvence rušení u klidového EKG dosahuje hodnot nad 100 Hz. Výraznější je hlavně u zátěžového EKG, kde začíná už v 10 Hz a zasahuje tak do celého frekvenčního spektra užitečného signálu. Filtrace je tedy mnohem náročnější, než u předchozích typů rušení a dochází při ní k výraznějšímu potlačení důležitých složek EKG. Signál postižený EMG rušením můžeme pozorovat na Obr. 3.7 a frekvenční spektrum tohoto rušení na Obr. 3.8.

K potlačení EMG rušení lze použít nelineární filtry (např. mediánové filtry), adaptivní filtry, filtry založené na vlnkové transformaci, nebo kumulační metody. Lineární filtrace není vhodná, protože dochází k výraznému zkreslení signálu v komplexech QRS. [5][11]



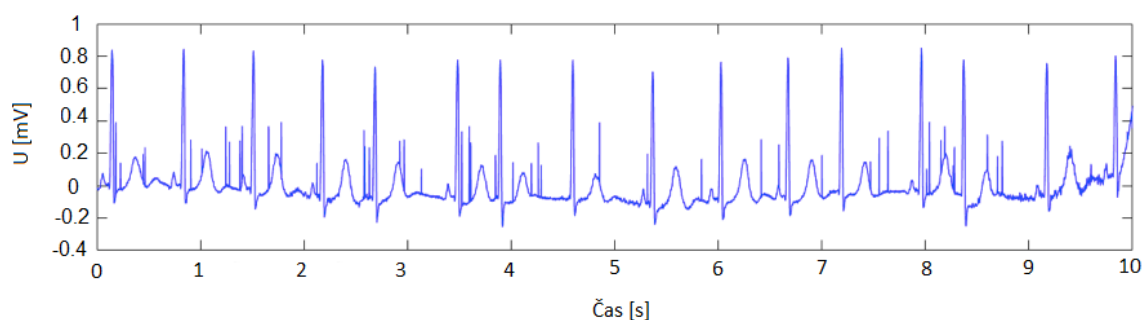
Obrázek 3.7 Signál EKG zarušený myopotenciály



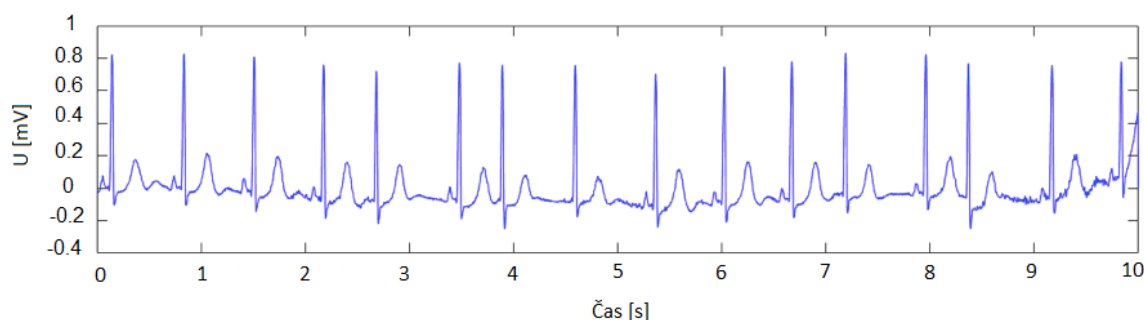
Obrázek 3.8 Frekvenční spektrum EMG [10]

3.4 Impulzní rušení

Představuje další typ širokopásmového rušení působící při měření. Definuje se jako posloupnost jednotlivých impulzů a mezi zdroje těchto impulzů patří atmosférické výboje, elektrostatické výboje, spínání elektrických přístrojů atd. Signál s impulzním rušením je na Obr. 3.9. Odstranění impulzního rušení lze pomocí DP, nebo mediánového filtru. (Obr. 3.10) [12]



Obrázek 3.9 Signál s impulzním rušením



Obrázek 3.10 Signál po průchodu filtrem

4 METODY ODHADU KVALITY SIGNÁLŮ

4.1 ECG human annotations

Metoda představuje prosté manuální hodnocení nahrávek signálů, které se použijí jako předloha pro vývoj algoritmu. Použita byla např. v události PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011, kdy bylo cílem vyvinout algoritmus schopný běžet v mobilních telefonech s operačním systémem Android a zlepšit tak zdravotní péči v rozvojových zemích díky potenciálu ve využití mobilních technologií ve zdravotnictví kvůli jejich dostupnosti. Další použití této metody můžeme nalézt v [13].

PhysioNet/CINC

Hlavní požadavky na algoritmus byly, aby dokázal nahrávat signál EKG z měřicího přístroje pomocí bezdrátové technologie Bluetooth a aby poskytoval okamžitou zpětnou vazbu o jeho kvalitě při měření 12-ti svodového EKG, ideálně během několika sekund v přítomnosti pacienta, zda je EKG signál v přípustné kvalitě pro interpretaci, či je potřeba udělat další měření. Dále byla požadována identifikace problémů (špatný kontakt elektrody s kůží, impulzní rušení, artefakty související s pohybem) a nástroje pro jejich potlačení.

PhysioNet poskytl pro vývoj algoritmu soubor 2000 10 s nahrávek EKG, které byly nejdříve vizuálně ohodnoceny skupinou odborníků, a poté byly použity pro samotný vývoj algoritmu.

Data byla hodnocena následujícím systémem. Každý hodnotitel známkoval náhodně vybraný signál ze souboru stupnicí A-F. Znamka A představuje signál bez viditelného šumu nebo artefaktů ve všech svodech, známka B označuje dobrou nahrávku s velmi nízkým obsahem šumu, známka C značí přijatelnou nahrávku vhodnou k interpretaci obsahující chyby, avšak bez chybějících částí. Znamku D dostaly horší nahrávky s chybějícími úseky, kdy jejich interpretace bude ztížena. Znamka F představuje nahrávky zcela nevyhovující. Znamkám byly přiřazeny numerické hodnoty: A = 0.95, B = 0.85, C = 0.75, D = 0.6 a F = 0. Pro každou nahrávku byl spočítán průměr všech obdržených známek a nahrávky byly rozděleny podle kvality na přijatelné (průměr > 0.7) nebo nepřijatelné. [13]

4.2 Signal quality index (SQI)

Jedná se o metodu vycházející z detekce vln R a analýzy intervalů RR (beats-to-beats) z 10 s záznamů signálů EKG. Blokové schéma metody je popsáno na Obr. 4.1. Metodu lze použít nejen pro signály EKG, ale i pro signály získané pomocí fotopletysmografie (PPG), kdy se hodnotí průtok krve cévami. Výstupem algoritmu míra podobnosti segmentů a binární ohodnocení, kvalita signálu buď vyhovuje, nebo nevyhovuje. Algoritmus byl naprogramován v prostředí Matlab R2015b.

První část algoritmu obsahuje samotné načtení a vykreslení signálu EKG, filtr typu horní propust pro odstranění kolísání nulové izolinie a filtr typu pásmová zadrž pro potlačení síťového rušení. Následuje detekce R vln pomocí QRS detektoru a poté výpočet intervalů RR.

Použitý detekční algoritmus QRS je založen na výsledku tří různých způsobů detekce QRS. První detekce využívá průběžnou vlnkovou transformaci. [14] Druhá detekce představuje časově-frekvenční analýzu pomocí Stokwellovy transformace [15] a poslední detekce je založena na fázorové transformaci zvyšující vlny EKG. [16] Výsledná pozice QRS se určí shlukovou analýzou těchto tří metod.

Další krokem algoritmu SQI jsou pravidla hodnotící detekci R vln a intervalů RR. Pokud jedna podmínka není splněna, signál je hodnocen jako nevyhovující.

- **Pravidlo 1:** Srdeční rytmus (HR) vypočítaný ze signálu, musí být mezi 40-180 úderů za minutu. (bpm)
- **Pravidlo 2:** Maximální doba mezi dvěma detekovanými R vlnami jsou 3 sekundy.
- **Pravidlo 3:** Poměr maximálního a minimálního intervalu RR by měl být menší, než 2,2. Tento limit má takovou hodnotu, protože neočekáváme, že srdeční rytmus se změní o více než 10% v 10s záznamu.

Pokud záznam splňuje výše uvedená pravidla, následuje další část, kde se porovnávají segmenty EKG signálu s přizpůsobenou šablonou, viz Obr. 4.2.

Postup je následující:

- Ze všech detekovaných intervalů RR se vypočítá medián.
- Jednotlivé segmenty jsou potom získány pomocí okna šířky mediánu intervalů RR se středem na pozici detekované vlny R.
- Šablona je poté získána zprůměrováním všech segmentů v záznamu. (Obr. 4.2)

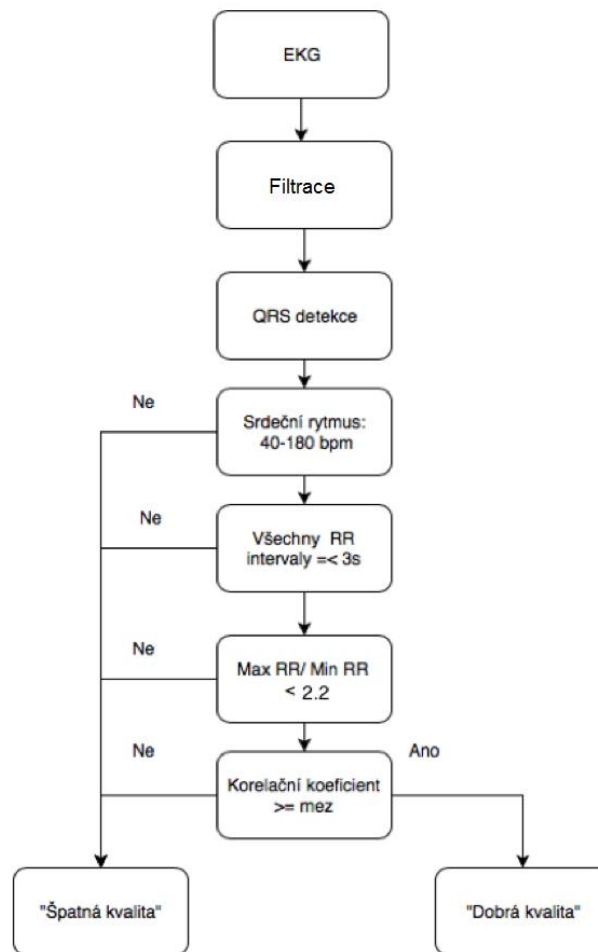
- Následuje výpočet Pearsonova korelačního koeficientu každého segmentu s šablonou pomocí vzorce:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

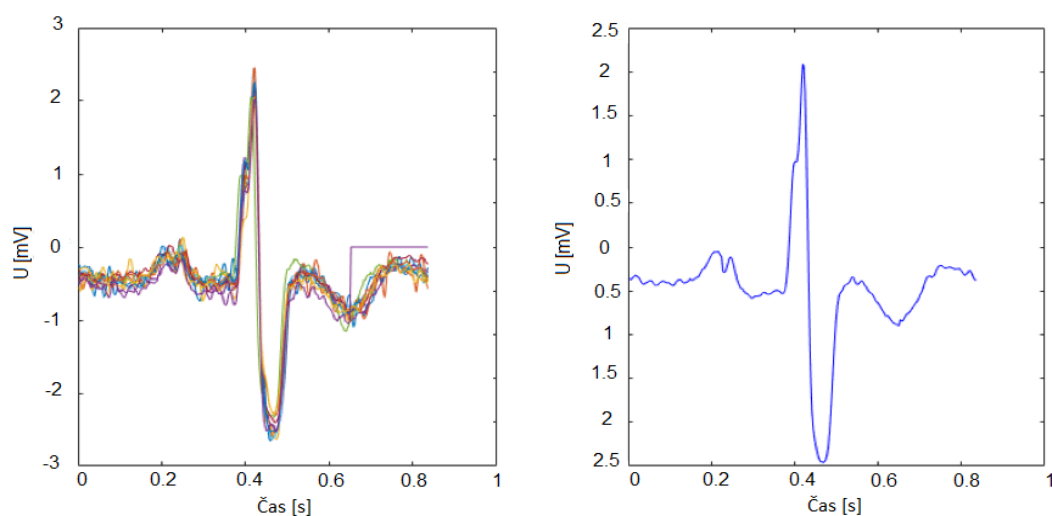
(4.1)

Hodnota r je bezrozměrný korelační koeficient s nabývajícími hodnotami od -1 do $+1$. Kladné hodnoty značí přímou lineární závislost a záporné hodnoty nepřímou lineární závislost. Při nezávislosti veličin X a Y je koeficient roven 0 .

- Výsledný korelační koeficient se následně vypočítá jako průměr dílčích korelačních koeficientů a nesmí překročit předem definovanou mez, jinak je kvalita signálu vyhodnocena opět jako nevyhovující. V algoritmu byla tato hodnota nastavena na $0,85$. Lze ji však libovolně měnit. [17]



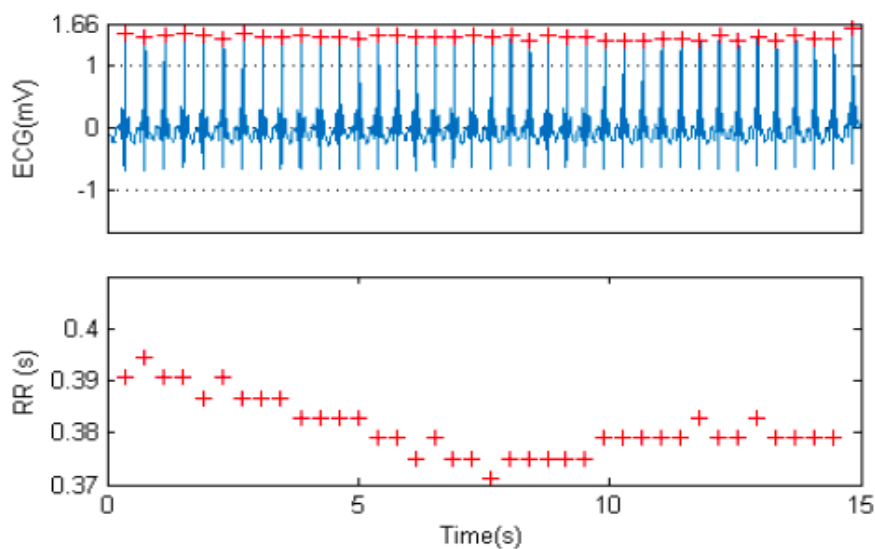
Obrázek 4.1 Blokové schéma metody SQI



Obrázek 4.2 Vykreslení jednotlivých segmentů (vlevo), výpočet průměrné šablony (vpravo)

4.3 Instantaneous Heart Rate (IHR)

Další metoda odhadu kvality signálů vhodná pro dlouhodobé úseky EKG. V signálu EKG se nejdříve detekují R-vlny použitím Pan-Tompkinsova QRS detektoru. [18] Následuje výpočet signálu IHR odhadem časové změny mezi dvěma po sobě jdoucími údery. (Obr. 4.3). Ze signálu IHR můžeme vypočítat variabilitu srdečního rytmu (HRV) a ta pak slouží k diagnostickým účelům, např. pro stanovení Hypoxicko-ischemické encefalopatie u novorozenců. Přestože se pro stanovení tohoto onemocnění používá EEG, metoda IHR je další možností, jak toto onemocnění diagnostikovat.



Obrázek 4.3 Nahoře: Vstupní signál EKG s detekovanými R-vlnami
Dole: Průběh signálu IHR

Z obou signálů EKG a IHR jsou získány čtyři statistické funkce: Kvadratický průměr (RMS), Směrodatná odchylka (Std), Šikmost (Skewness) a nakonec Špičatost (Kurtosis). Pomocí těchto funkcí metoda hodnotí kvalitu signálu. Snaží se nalézt úseky poškozené rušením a artefakty a ty se pak následně vynechají.

A. Kvadratický průměr (RMS)

Kvadratický průměr amplitudy epochy u_j je dán vztahem:

$$RMS(u_j) = \sqrt{\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} u_j^2(k)} \quad (4.2)$$

kde n_s je počet vzorků v epoše a $u_j(k)$ je epocha. RMS vyjadřuje střední absolutní amplitudu každé epochy.

B. Směrodatná odchylka (Std)

Směrodatná odchylka epochy u_j je dána:

$$Std(u_j) = \left(\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.3)$$

kde μ_j je definováno jako průměr epochy u_j :

$$\mu_j = \frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} u_j(k) \quad (4.4)$$

C. Šikmost

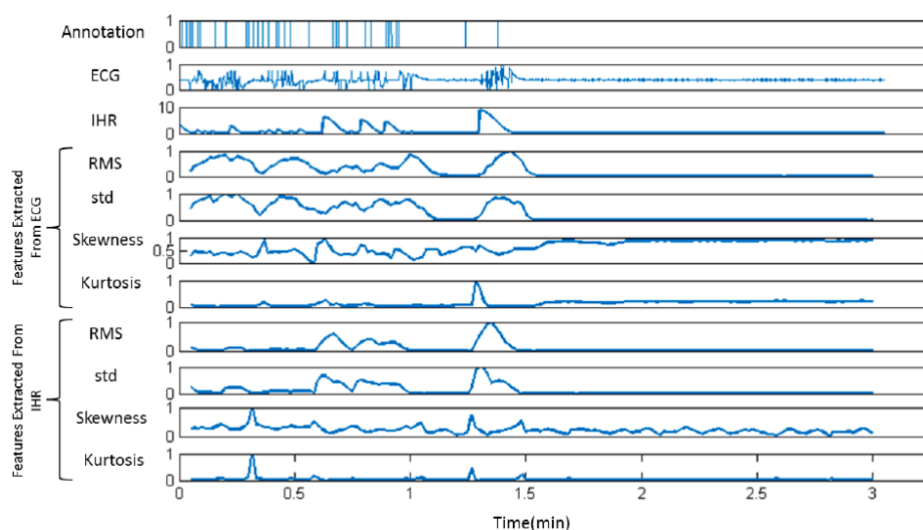
Šikmost hodnotí asymetrie v rozložených datech a je definována:

$$Šikmost(u_j) = \frac{\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^3}{\left(\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^2 \right)^{\frac{3}{2}}} \quad (4.5)$$

D. Špičatost

Špičatost je funkce na hodnocení tvaru rozložení dat a v epoše je definována:

$$Špičatost(u_j) = \frac{\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^3}{\left(\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} (u_j(k) - \mu_j)^2 \right)^{\frac{3}{2}}} \quad (4.6)$$



Obrázek 4.4 Průběhy statistických funkcí na signálech EKG a IHR [18]

Z Obr. 4.4 vyplývá, že při zvýšeném množství rušení a artefaktů nacházející se v první polovině grafu v signálu EKG se hodnoty statistických funkcí zvyšují (s výjimkou Špičatosti). Tento úsek představuje signál nevhodné kvality a můžeme ho tedy vynechat.

4.4 Signal-to-noise ratio (SNR)

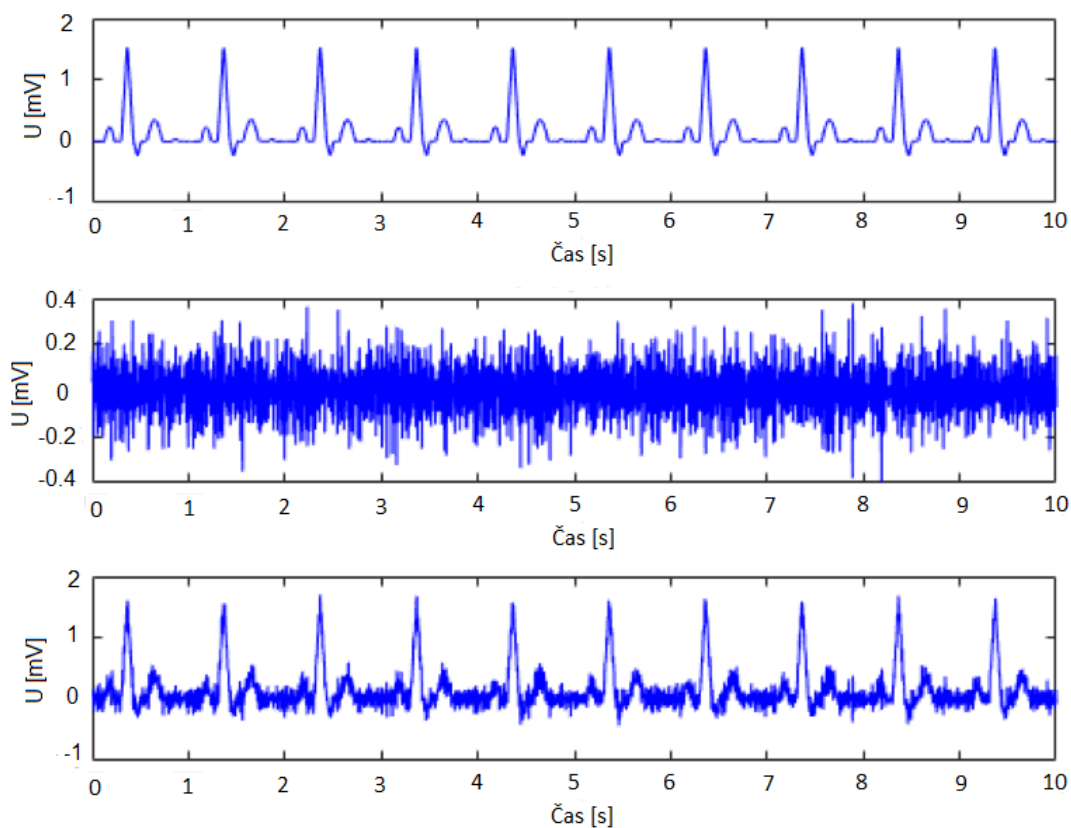
Další způsob hodnocení kvality signálů je metoda poměru užitečného signálu ku šumu, která je vhodná pro krátkodobé i dlouhodobé signály postižené širokopásmovými myopotenciály. Ze zašuměného signálu se filtrační metodou nejprve odhadne křivka užitečného signálu. Ta se odečte od zašuměného signálu a dostaneme tak nežádoucí složku šumu. Následně se počítá tento poměr mezi užitečnou a šumovou složkou pomocí vzorce:

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^N (s(n) - \bar{s})^2}{\sum_{n=1}^N v(n)^2} [dB] \quad (4.7)$$

kde $s(n)$ je užitečný signál, \bar{s} je střední hodnota užitečného signálu, $v(n)$ označuje šum. Čím vyšší je hodnota SNR, tím je lepší je kvalita daného signálu. Metoda SNR byla vytvořena v prostředí Matlab R2015b.

4.4.1 Vytvoření umělých dat

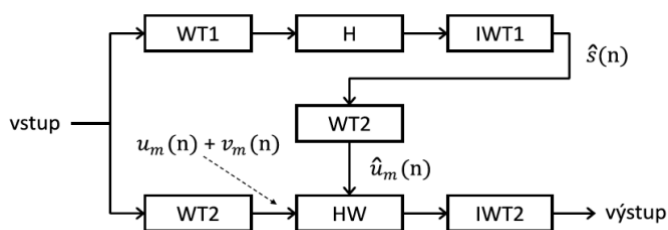
Pomocí generátoru vytvoříme ideální průběh EKG a následně na tento uměle vytvořený signál aplikujeme šum vytvořený pomocí softwaru EMG_maker. (Obr. 4.5) [19]



Obrázek 4.5 Nahoře: uměle vytvořený signál EKG, Uprostřed: umělé rušení které se aplikuje na generovaný signál, Dole: vzniklý signál s EMG rušením

4.4.2 Filtrační metoda

Pro odhad křivky signálu EKG byla použita filtrace pomocí adaptivního vlnkového wienerovského filtru [20], jehož schéma je na Obr. 4.6.



Obrázek 4.6 Schéma vlnkového wienerovského filtru založené na metodě pilotního odhadu

V horní části schématu vstupní signál vstupuje do bloku WT1, kde je vlnkovou transformací rozložen na jednotlivá frekvenční pásma. V následujícím bloku H se upravují koeficienty vlnkové transformace a nakonec v bloku IWT1 probíhá zpětná vlnková transformace, jejíž výstupem je pilotní odhad užitečného signálu $\hat{s}(n)$.

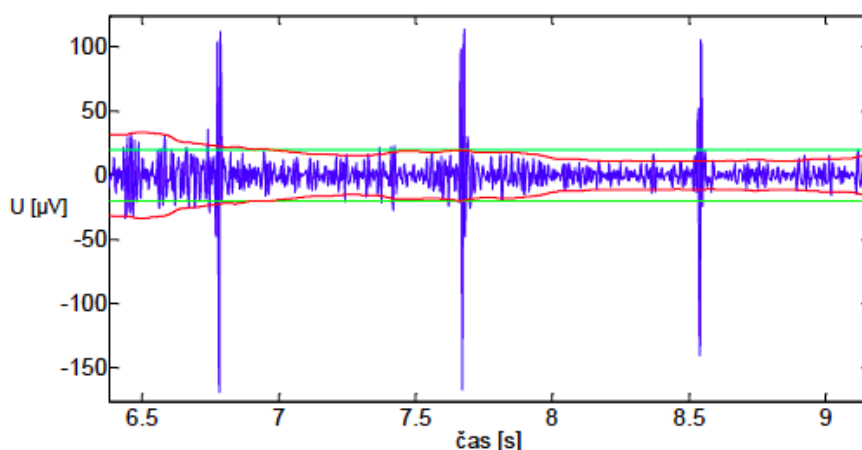
V bloku H se koeficienty vlnkové transformace upravují pomocí prahu λ . Lze použít několik odvozených vztahů: empirický, univerzální, SURE, minimax, atd. Ve všech případech jde o vynásobení směrodatné odchylky šumu bezrozměrnou fyzikální konstantou, která je závislá na počtu vzorků signálu, jímž jsou vlnkové koeficienty frekvenčních pásem.

$$\hat{\sigma}_v = \frac{\text{med}(|b(n)|)}{0,6745} \quad (4.8)$$

V našem vytvořeném algoritmu je zvolena empirická konstanta K. Hodnota prahu je pak definována:

$$\lambda = K\hat{\sigma}_v \quad (4.9)$$

Dále byl použit adaptivní práh, který přiřazuje každému vlnkovému koeficientu určitou prahovou hodnotu v závislosti na intenzitě rušení v časové oblasti. Srovnání adaptivního a pevného prahu je na Obr. 4.7. Jeho výpočet je založen na odhadu směrodatné odchylky v plovoucím mediánovém okně. Při standardní používané vzorkovací frekvenci 500 Hz je délka tohoto okna 300 vzorků.



Obrázek 4.7 Porovnání adaptivního prahu (červeně) s pevným prahem (zeleně) [20]

Jakmile obdržíme hodnoty prahu, lze následně prahovat vlnkové koeficienty. Na výběr máme několik způsobů prahování: měkké, tvrdé, hybridní atd. V našem programu bylo použito prahování GARROTTE:

$$x_\lambda = \begin{cases} x - \frac{\lambda^2}{x} & \text{pro } |x| > \lambda \\ 0 & \text{pro } |x| \leq \lambda \end{cases} \quad (4.10)$$

kde všechny hodnoty menší nebo rovné prahu se nastaví na nulu a hodnoty vyšší než práh se nastaví podle výše uvedeného vzorce.

Druhá část schématu (spodní větev) obsahuje bloky WT2, kde probíhá vlnková transformace vstupního signálu, ale i pilotního odhadu signálu $\hat{s}(n)$. Získaná frekvenční pásma vstupního signálu jsou tvořena směsí užitečného signálu $u_m(n)$ a šumu $v_m(n)$. V následujícím bloku HW se upravují vlnkové koeficienty vstupního signálu wienerovským korekčním faktorem $g_m(n)$ podle vztahu:

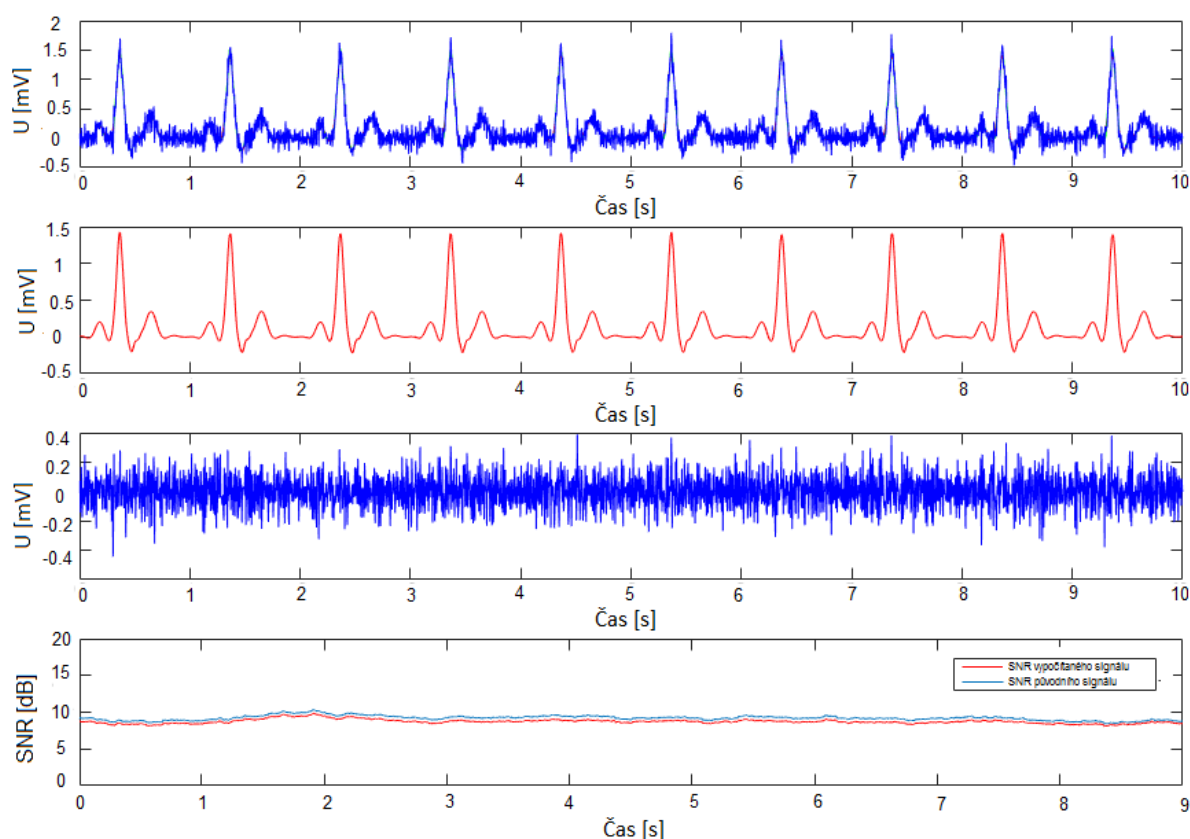
$$g_m(n) = \frac{\hat{u}_m^2(n)}{\hat{u}_m^2(n) + \hat{\sigma}_m^2(n)} \quad (4.11)$$

kde vstupem jsou vlnkové koeficienty pilotního odhadu užitečného signálu $u_m(n)$ a odhad průběhu rozptylu šumu $\hat{\sigma}_m^2(n)$ v jednotlivých pásmech m . Korekční wienerovský faktor nabývá hodnot od 0 do 1 a touto hodnotou se násobí vlnkové koeficienty. Poslední část tvoří blok IWT2, kde probíhá zpětná transformace a získáváme tak vyfiltrovaný výstupní signál. [20]

4.4.3 Odhad kvality signálu pomocí SNR

Po úspěšném odhadu tvaru křivky vlnkovým filtrem ze zašuměného signálu následuje výpočet SNR pomocí vzorce 4.7. Získáme tak celkovou hodnotu kvality signálu udávanou v decibelech [dB].

Navrhnutý algoritmus umožňuje výpočet spojitého odhadu SNR. Ten se počítá pomocí okna velikosti, kterou si můžeme libovolně měnit. Doporučená délka je 0,5-1 s. V tomto okně se spočítá SNR a následně se okno posune o jeden vzorek a znovu se počítá SNR. Tímto způsobem se vypočítá křivka průběžného SNR a proces probíhá až do konce délky vyfiltrovaného signálu. Uměle zarušený signál, odhad užitečného signálu, šumovou složka a spojitý průběh SNR odhadnuté a původní křivky EKG můžeme pozorovat na Obr. 4.8.



Obrázek 4.8 Nahoře: zašuměný signál, následuje výstup filtru, šumová složka a dole spojitý průběh SNR

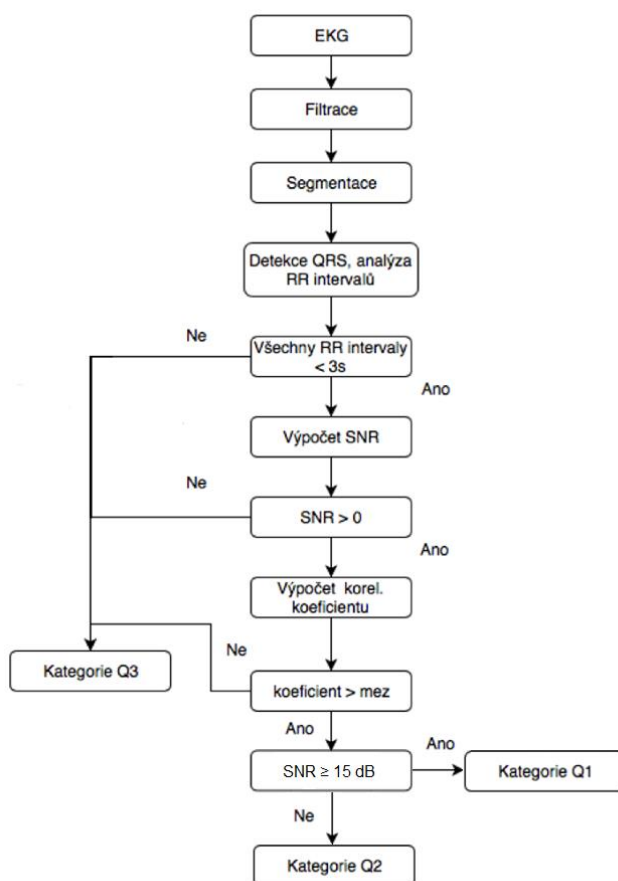
Na celý umělý signál EKG byl aplikován šum ve stejné míře. Průběh SNR se tedy moc nemění a jeho hodnoty se pohybují v rozmezí 9 až 10 dB. V reálných záznamech se ale křivka spojitého průběhu SNR bude výrazněji pohybovat. V místech, kde bude intenzita šumu nízká bude průběh stoupat a naopak, kde bude větší množství šumu, bude mít křivka klesající tendenci. Ověření funkčnosti metody na reálných záznamech EKG se budeme zabývat v kapitole č.6.

Pro ověření funkčnosti vlnkového filtru můžeme porovnat průběh SNR umělého signálu bez šumu a průběh SNR výstupu z filtru. Z Obr 4.8 dole vidíme, že tyto křivky jsou téměř shodné pouze s nepatrnými odchylkami. Adaptivní vlnkový filtr lze tedy považovat za velice přesný a účinný nástroj pro stanovení celkové kvality signálů EKG.

5 VLASTNÍ METODA ODHADU KVALITY SIGNÁLŮ EKG

5.1 Popis vlastní metody

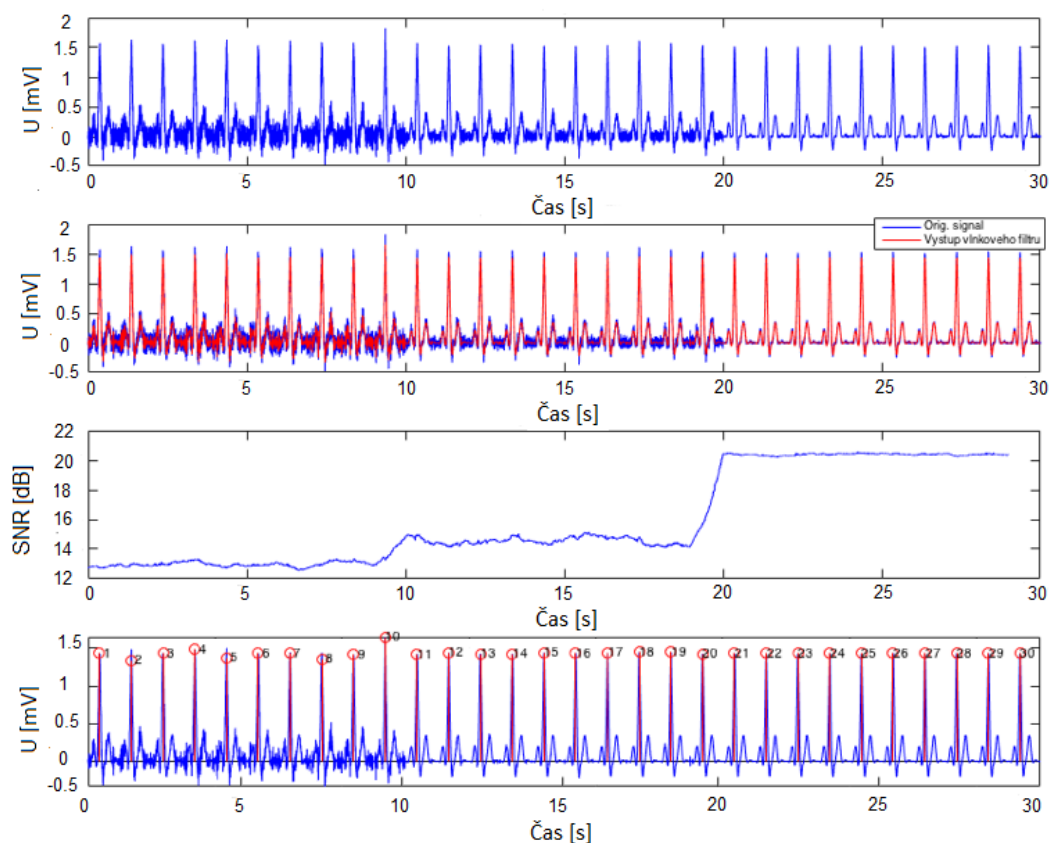
Navrhnutá metoda vychází z předchozích poznatků a kombinuje principy obou navrhnutých metod SQI a SNR. Naměřený signál EKG je segmentován na krátké 10 s úseky, ve kterých se počítá SNR a vzájemná podobnost. Poté jsou úseky zařazeny do kategoriálních tříd podle jejich kvality. Podrobnějším popisem těchto tříd kvality je popsáno v kapitole 5.2. Blokové schéma navrhnuté metody je na Obr. 5.1.



Obrázek 5.1 Blokové schéma metody

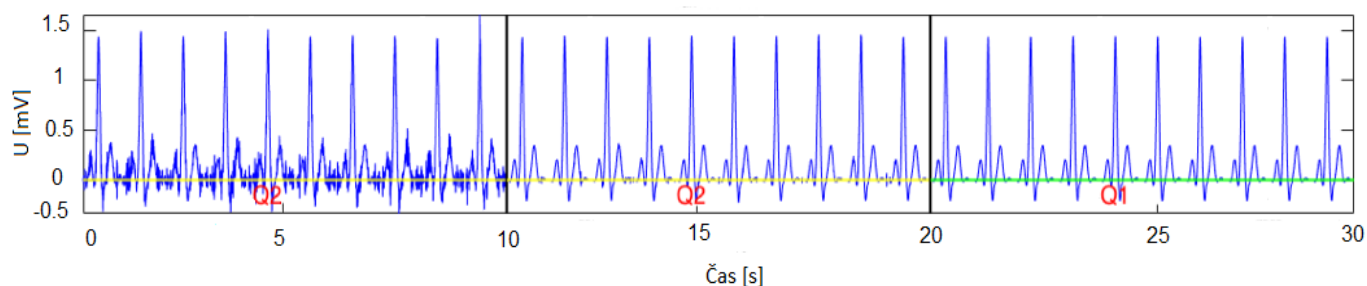
První část algoritmu představuje filtrace horní propustí pro odstranění driftu a filtrace pomocí vlnkového filtru, kterou získáme užitečný signál a jeho šumovou složku. V další části se vyfiltrovaný signál nasegmentuje na krátké 10 s úseky EKG, kde se detekují jednotlivé R vlny a analyzují se RR intervaly, které musí být kratší než 3 s, jinak je signál

zařazen do kategorie Q3, tedy nevhodné kvality. Následuje výpočet SNR úseku a podle velikosti SNR následuje klasifikace do tří kategorií kvality. Nakonec se počítá míra podobnosti jednotlivých komplexů s průměrnou šablonou daného úseku. Úsek musí mít korelační koeficient větší než je definovaná mez podobnosti, jinak je tento úsek vyhodnocen jako nevhodné kvality.



Obrázek 5.2 Originální signál s rušením, následná filtrace, spojitý průběh SNR a detekce R vln

Na Obr. 5.2 můžeme vidět uměle zarušený signál s různou intenzitou rušení, filtraci tohoto signálu, průběžnou křivku SNR a následnou detekci R vln. Výstupem naší metody je grafické zobrazení vyfiltrovaného signálu EKG s označenými úseky (Obr. 5.3), které jsou rozřazeny do tříd podle kvality. Úseky signálů kategorie Q1 jsou vyznačeny zelenou barvou, kategorie Q2 žlutou barvou a červená je kategorie úseků Q3. Pokud má úsek hodnotu SNR, která by patřila do kategorie Q1 či Q2, ale zároveň jeho korelační koeficient je menší než stanovená mez, je zařazen do kategorie Q3 a v grafu je vyznačen červeně s popisem „K > Mez“. Pokud některý z RR intervalů v daném úseku bude delší než 3 s bude u úseku popis „RR > 3s“, počítání SNR a korelačního koeficientu zde neproběhne a tyto hodnoty budou nastaveny na 0.



Obrázek 5.3 Hodnocení úseků signálu EKG

Druhým výstupem naší metody je tabulka hodnot všech 10 s úseků s jejich hodnotami SNR a korelačních koeficientů. Zde můžeme jednoznačně posoudit, který úsek signálu je kvalitnější pro další analýzu.

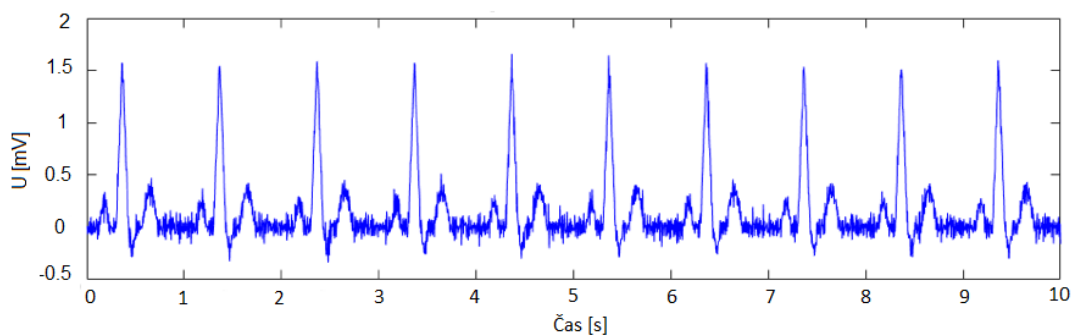
Tabulka 5.1 Hodnoty SNR a korelačních koeficientů úseků

	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	12.9516	0.9871
Úsek č.2	14.5741	0.9997
Úsek č.3	20.3909	0.9999

5.2 Kategorie kvality EKG

5.2.1 Kategorie Q1

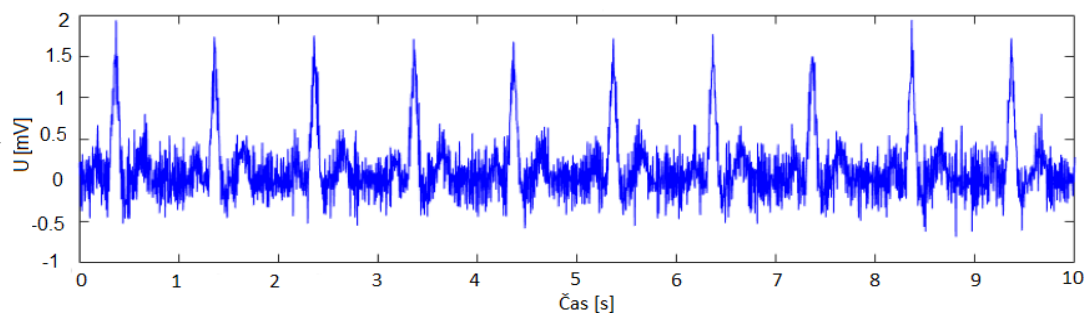
Kategorii Q1 (Obr. 5.4) představují signály, které mají minimální obsah nežádoucí šumové složky. Lze tedy na nich rozlišit začátky a konce P vlny, QRS komplexu a T vlny. V naší navržené metodě jsme stanovili kategorii Q1 pro signály, které mají hodnotu SNR alespoň 15 dB. [21]



Obrázek 5.4 Signál kategorie Q1

5.2.2 Kategorie Q2

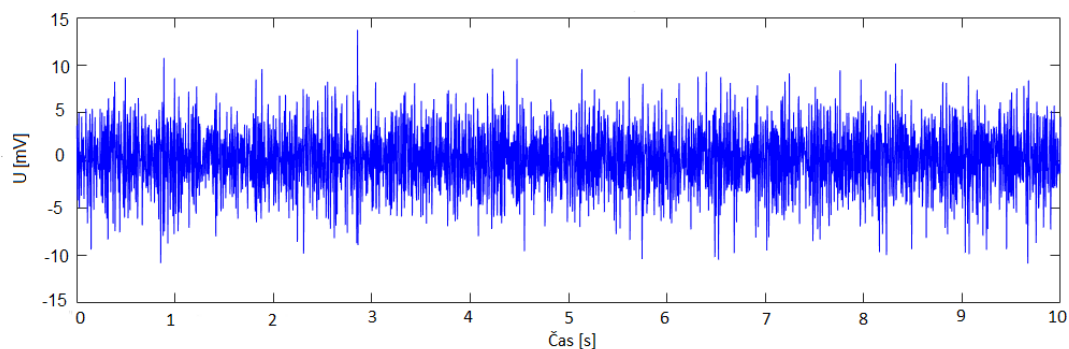
Do kategorie Q2 (Obr. 5.5) řadíme signály s hodnotou SNR od 0 do 15 dB. Obsahují tedy větší množství šumu, než kategorie Q1, ale stále lze u nich rozpoznat komplex QRS, který nese významnou diagnostickou informaci o funkci srdce. Tyto signály se dají použít například pro automatickou detekci srdeční frekvence. [21]



Obrázek 5.5 Signál kategorie Q2

5.2.3 Kategorie Q3

Do poslední kategorie řadíme signály, které obsahují velké množství nežádoucího šumu (hodnota SNR nabývá záporných hodnot). Patří sem i ty úseky, kdy podobnost je menší, než stanovená hranice, nebo úseky nesplňující podmínku intervalů RR. Nelze je tak použít pro další analýzu. Při filtraci by mohlo dojít k výraznému zkreslení dat a tím i ke špatné diagnostice. Ukázka signálu kategorie Q3 je na Obr. 5.6. [21]



Obrázek 5.6 Signál kategorie Q3

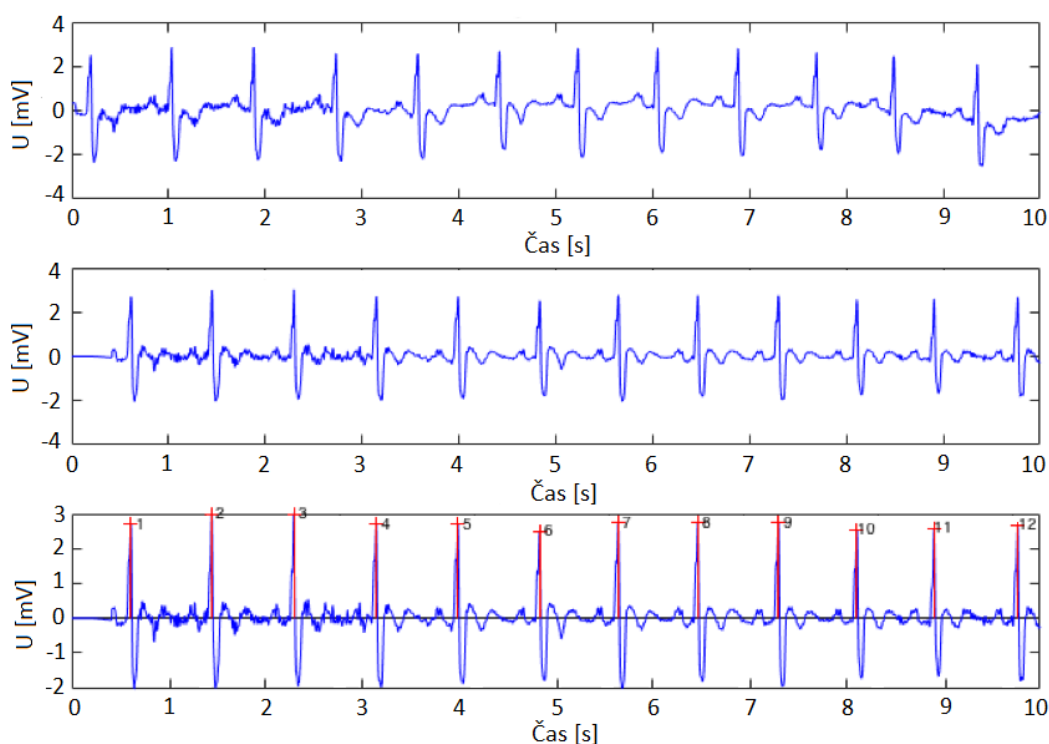
6 TESTOVÁNÍ NAVRŽENÝCH METOD

V této kapitole budou otestovány jednotlivé metody na reálných datech pacientů. Nejříve je otestujeme na datech z MIT-BIH Arrhythmia Database pro ověření, zda fungují a reagují správně na různé faktory ovlivňující kvalitu signálu. Poté metody otestujeme na již ohodnocených reálných datech pacientů z databáze PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011, abychom mohli objektivně zhodnotit navržené algoritmy a porovnat je tak mezi sebou.

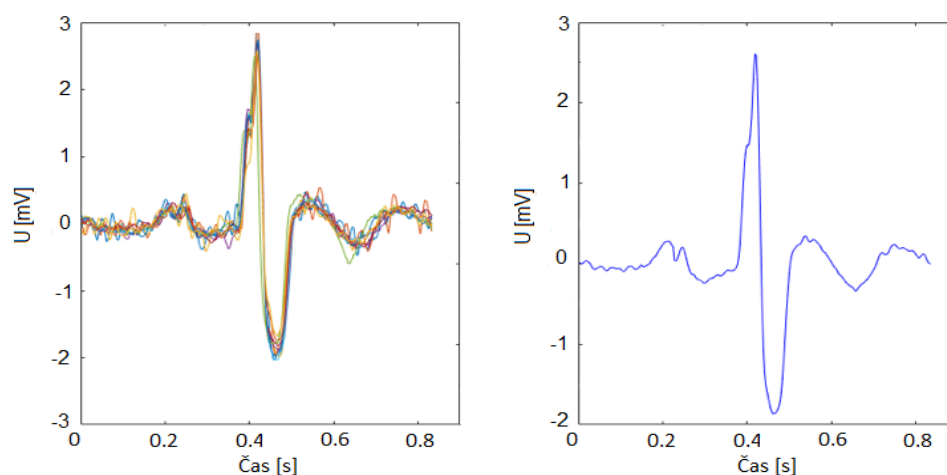
6.1 Testování na reálných datech MIT-BIH

6.1.1 SQI

Pro otestování této metody na reálných datech byly zvoleny 10 s záznamy *118m.mat*, *230m.mat* a *233m.mat* z databáze MIT-BIH Arrhythmia Database. Vzorkovací frekvence u těchto signálů je 360 Hz.

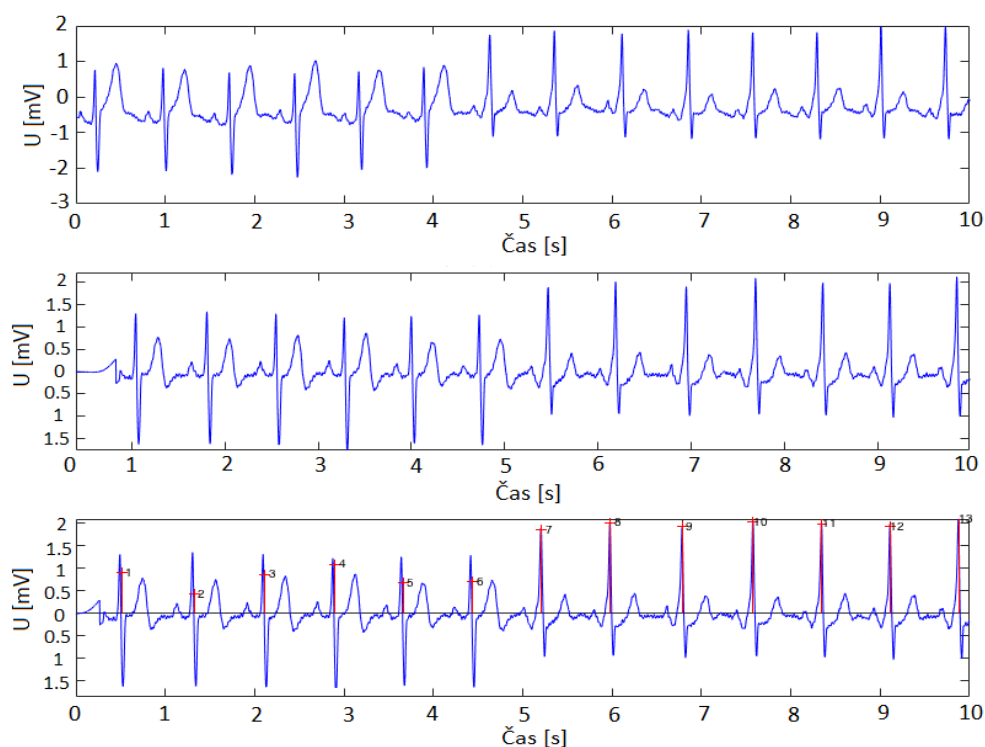


Obrázek 6.1 Testovací signál *118m.mat*

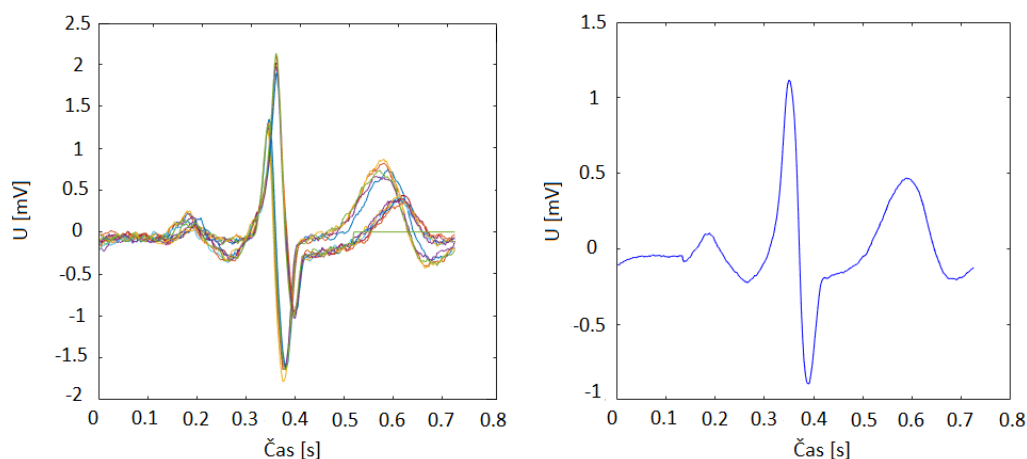


Obrázek 6.2 Segmentace a výpočet šablony signálu *118m.mat*

Hodnota korelačního koeficientu našeho prvního testovaného signálu *118m.mat* vyšla 0.9715. Znamená tedy velkou podobnost úseků a výsledná kvalita signálu je vyhovující pro další analýzu. Průběh signálu, jeho filtraci s detekcí R vln a výpočet průměrné šablony můžeme vidět na Obr 6.1 a Obr. 6.2.



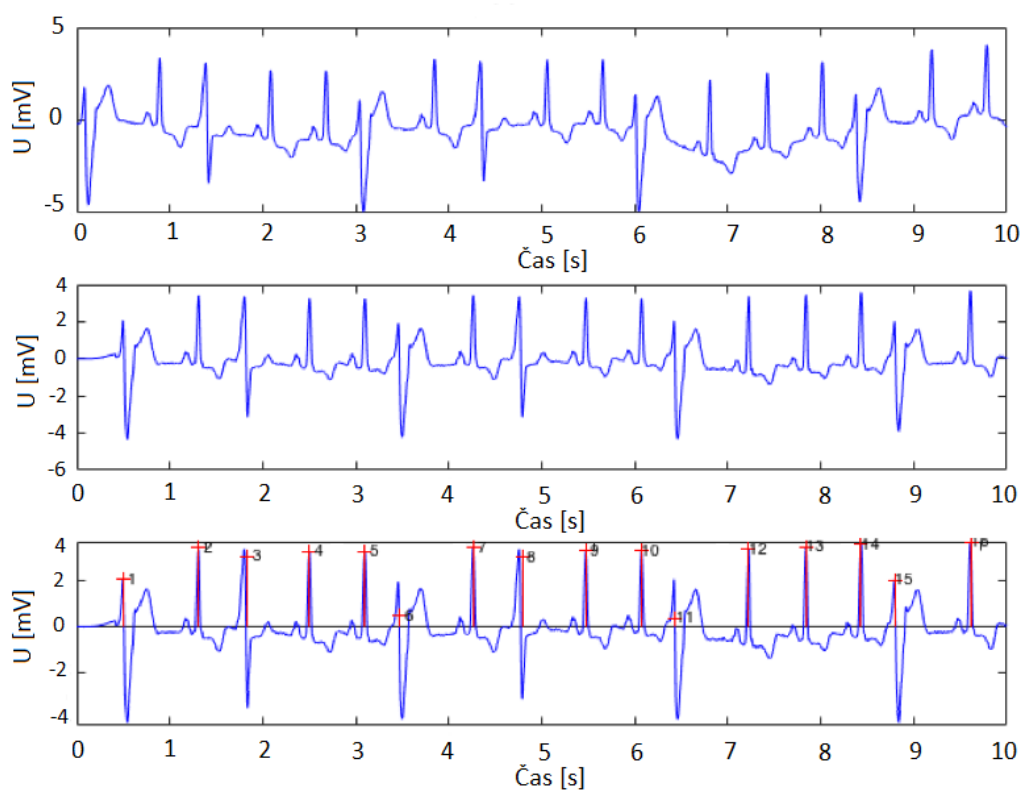
Obrázek 6.3 Testovací signál *230m.mat*



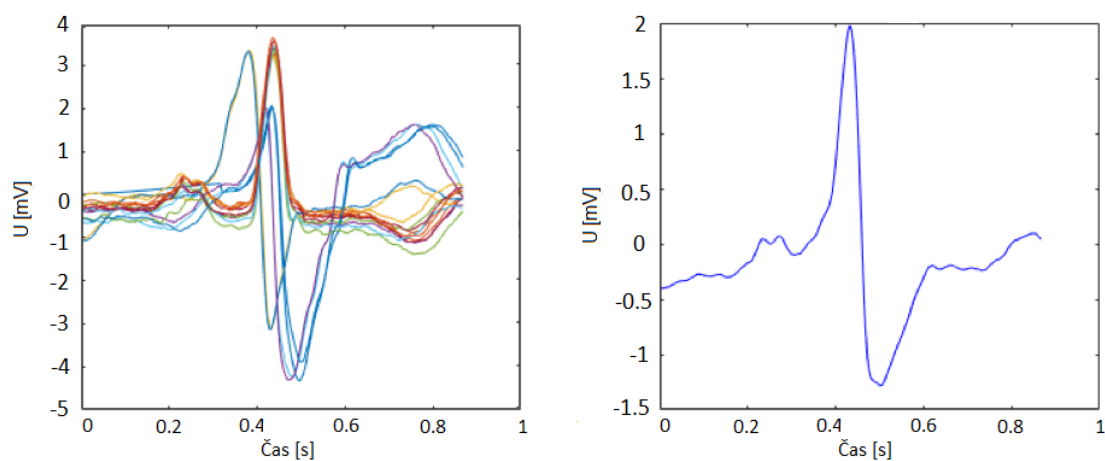
Obrázek 6.4 Segmentace a výpočet šablony signálu 230m.mat

V dalším testovacím signálu *230m.mat*, jehož průběh, filtraci s detekcí R vln a výpočet průměrné šablony můžeme pozorovat na Obr 6.3 a Obr. 6.4, hodnota korelačního koeficientu vyšla 0.7549, která tak hodnotí signál jako nevhodné kvality. V 10 s záznamu si můžeme povšimnout, že první část signálu po šestý komplex má odlišný průběh než zbývající část. Tato rozdílnost je pravděpodobně způsobená některou vadou převodního systému srdce a nejde tedy o fyziologický záznam. Metoda SQI tedy správně vyhodnotí rozdílnost signálu. Ta ovšem nesouvisí s kvalitou signálu, která může být v pořádku. Tímto docházíme k závěru, že metoda SQI je funkční pouze za předpokladu, že signál EKG má fyziologický průběh.

Poslední testovaný signál *233m.mat*, jehož průběh a filtraci s detekcí QRS můžeme vidět na Obr 6.5, nesplňuje podmínku č.3, tedy poměr maximálního a minimálního intervalu RR je menší než 2.2. Signál je vyhodnocen jako nevhodné kvality. Segmentace a výpočet průměrné šablony je na Obr. 6.6. V tomto signálu se znovu objevuje některá ze srdečních poruch a pravidelně se zde střídá rozdílný komplex (pozice R vlny č.1, č.6, č.11 a č.15). Pro zajímavost, kdyby byla podmínka č.3 vynechána, korelační koeficient by nabýval hodnoty 0.59461 a signál by znovu byl vyhodnocen jako nevyhovující kvality, protože se nejedná o fyziologický záznam.



Obrázek 6.5 Testování signálu 233m.mat

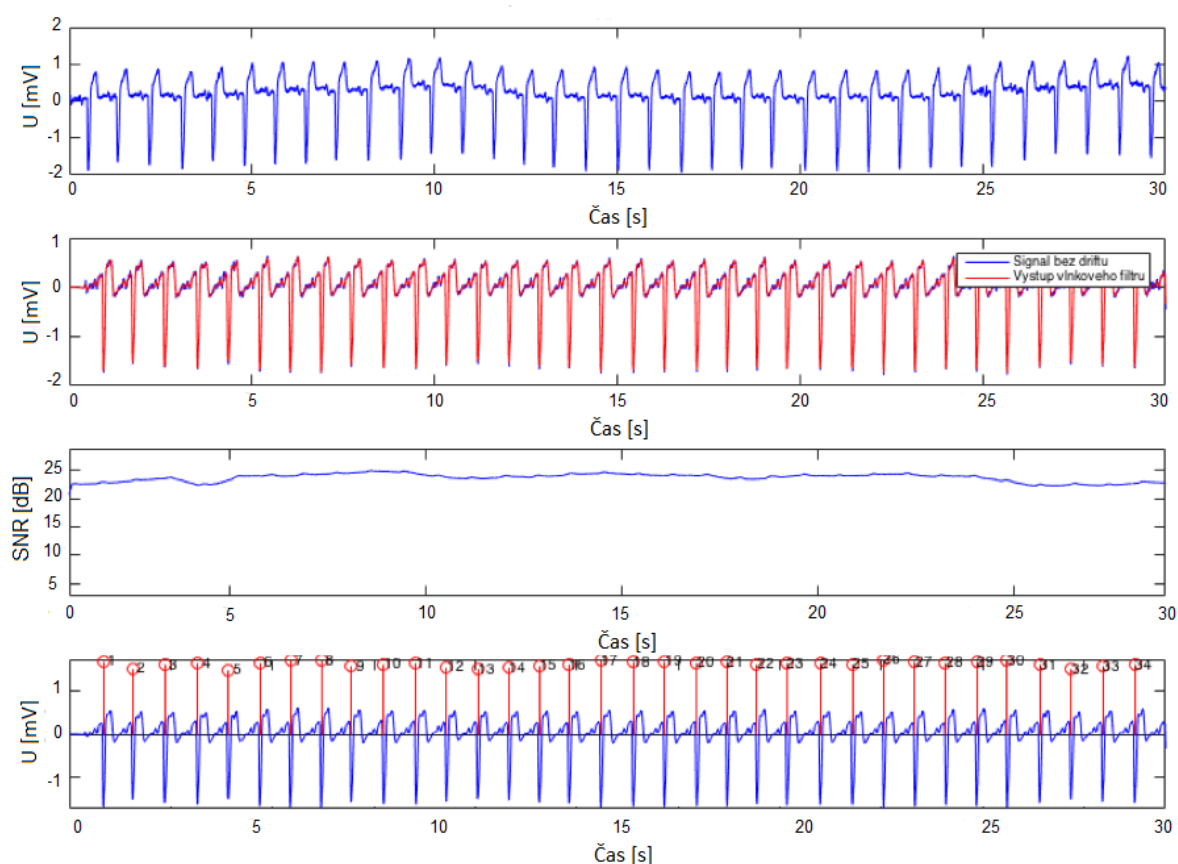


Obrázek 6.6 Segmentace a výpočet šablony signálu 233m.mat

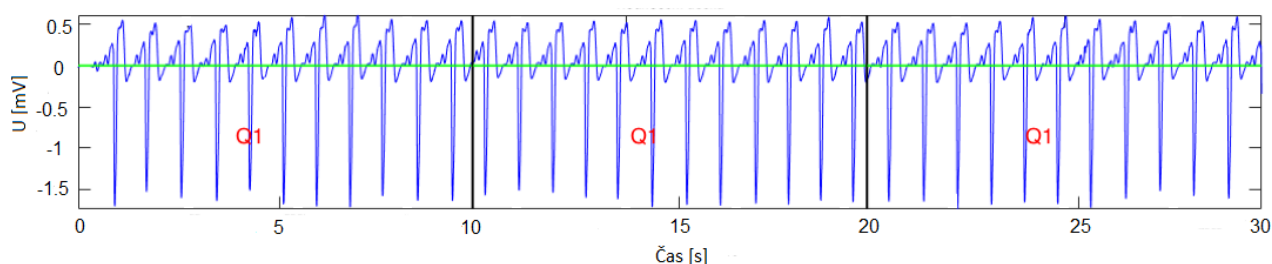
6.1.2 Vlastní metoda + SNR

Metodu SNR zde samotnou testovat nebudeme, protože vlastní metoda je její modifikací, a tak průběžnou křivku SNR uvidíme v grafech. Ukázku obou metod vyzkoušíme zároveň na 30 s záznamech.

Již na první pohled testovacího záznamu *111m.mat* (Obr. 6.7) můžeme určit jeho vysokou kvalitu, což dokazuje výsledná tabulka hodnot 6.1. Hodnoty SNR jednotlivých úseků se pohybují kolem 23 až 24 dB a průběžná křivka má neměnný charakter. Vzájemné podobnosti jsou téměř rovny 1 a algoritmus řadí všechny dílčí úseky do kategorie Q1. (Obr. 6.8).



Obrázek 6.7 Testování signálu *111m.mat*



Obrázek 6.8 Hodnocení úseků signálu *111m.mat*

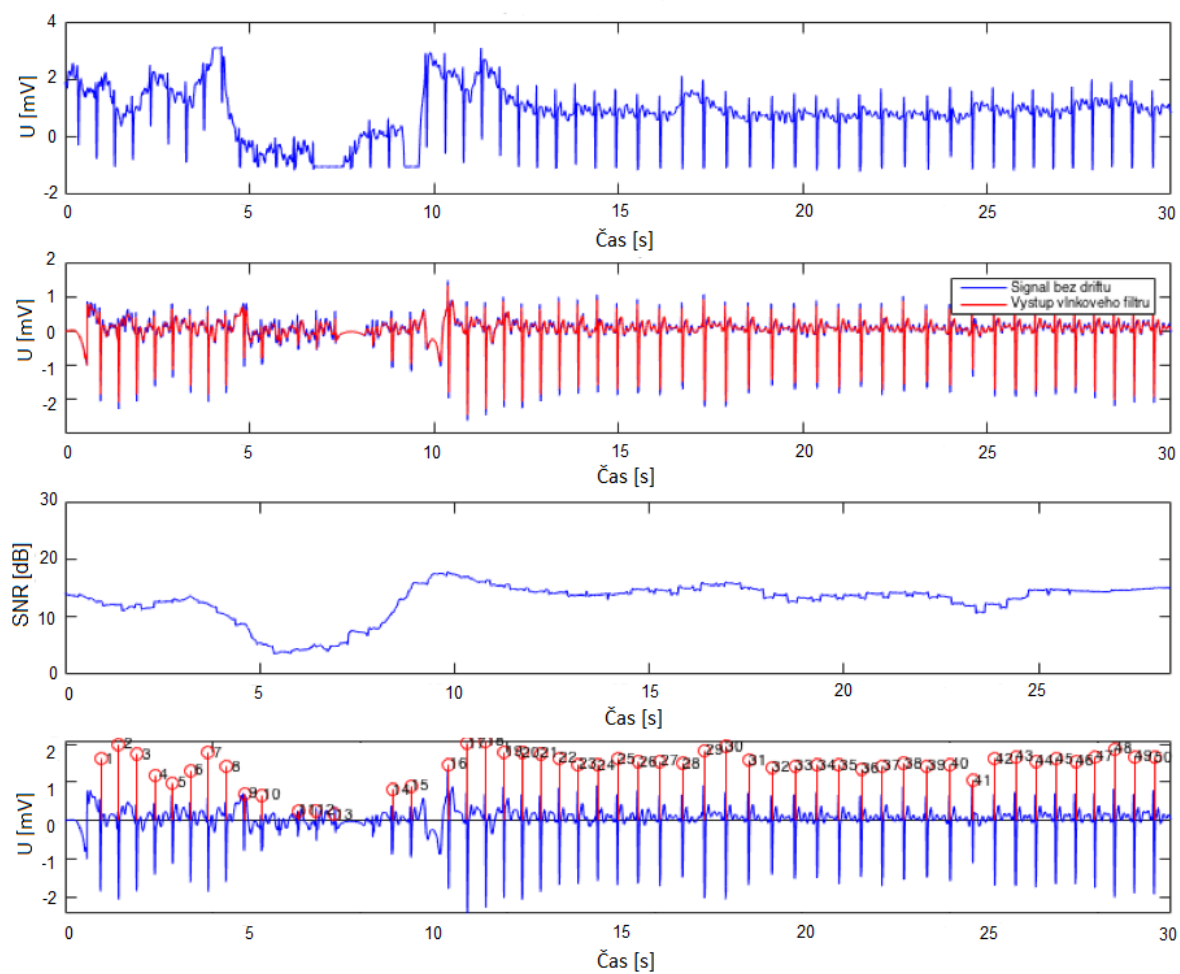
Tabulka 6.1 Výsledné hodnoty signálu *111m.mat*

	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	23.6329	0.9929
Úsek č.2	24.0995	0.9973
Úsek č.3	23.1062	0.9959

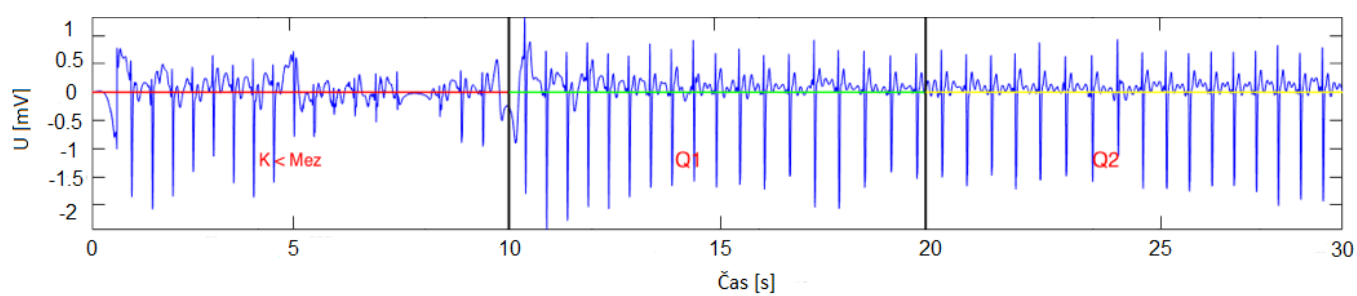
Další testovací záznam bude signál *t114sm.mat*. Na Obr. 6.9 můžeme vidět originální signál, filtraci, průběh SNR a detekci R vln. Signál je ve velké míře postižen kolísáním nulové izoliny a podle vyššího množství detekovaných R vln jde zřejmě o EKG při zvýšené tělesné aktivitě. Podle hodnot z tabulky 6.2 můžeme odhadnout kvalitu dílčích úseků. První 10 s úsek je zařazen do kategorie Q3, protože podobnost nesplňuje definovanou mez. Z Obr. 6.10 můžeme vidět, že tento úsek obsahuje rozdílné komplexy lišící se svojí velikostí, tvarem i délkou trvání. V této části došlo k poklesu hodnoty užitečného signálu a průběžná křivka SNR zde klesá. Další 10 s úseky už mají dostatečnou vzájemnou podobnost a podle hodnot SNR jsou zařazeny do tříd kvality. Druhý úsek je zařazen do kategorie Q1 a poslední úsek je zařazen do kategorie Q2.

Tabulka 6.2 Výsledné hodnoty signálu *t114sm.mat*

	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	11.0417	0.76842
Úsek č.2	15.16	0.9548
Úsek č.3	13.9311	0.9796

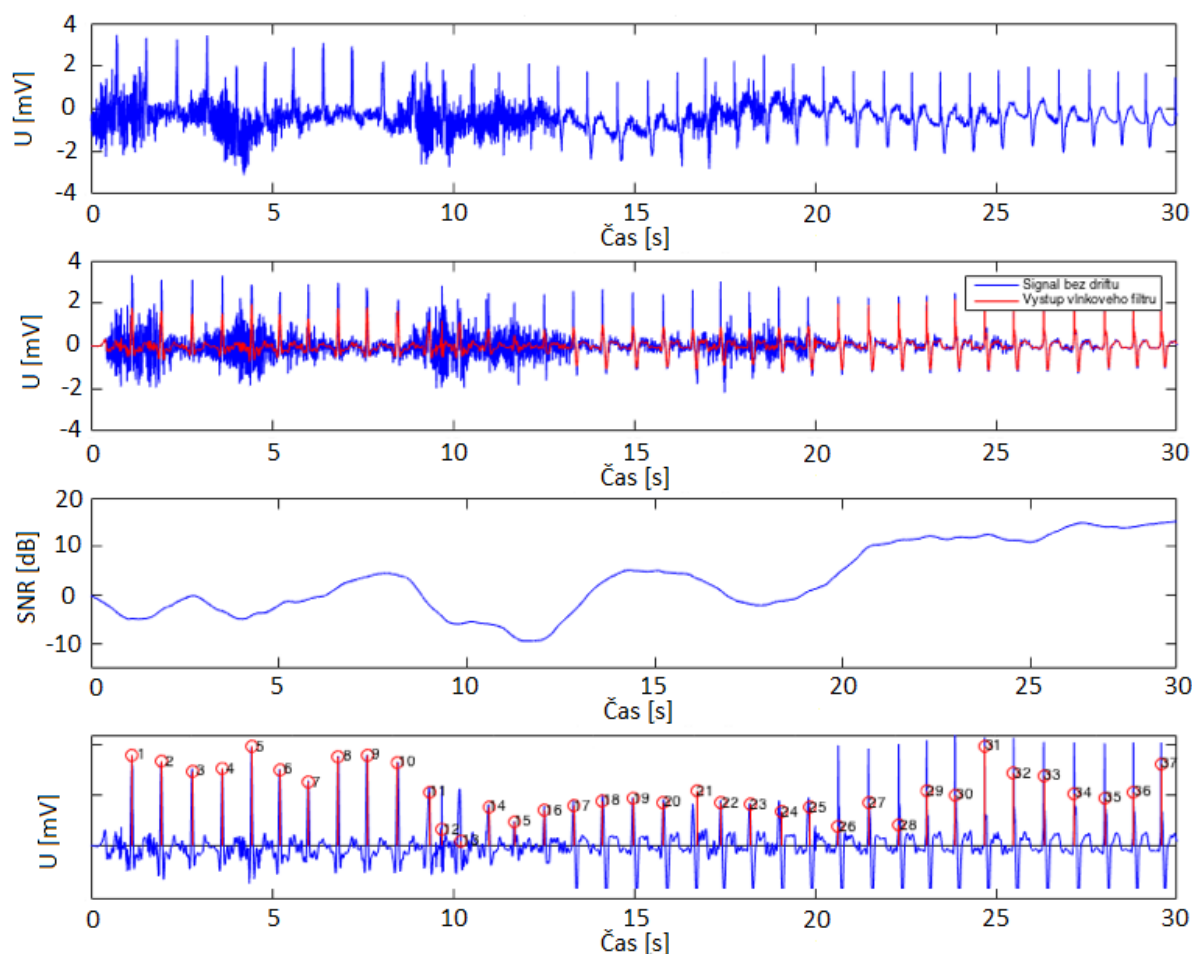


Obrázek 6.10 Testování signálu *t114sm.mat*

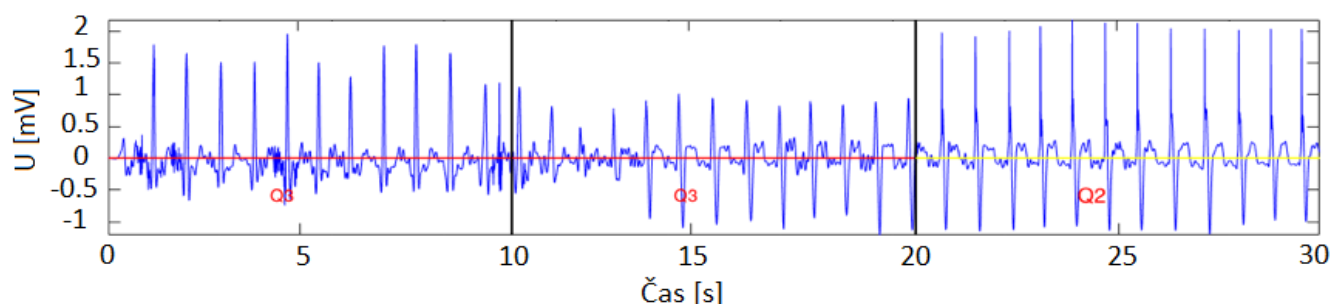


Obrázek 6.9 Hodnocení signálu *t114sm.mat*

V posledním testovacím signálu *104m.mat* se vzorkovací frekvencí 360 Hz byl vybrán 30 s úsek postižený EMG rušením. Na Obr. 6.11 můžeme tyto úseky pozorovat podle průběžné křivky SNR, která má zde klesající charakter a informuje nás o nižší kvalitě úseku. Navržený algoritmus správně zařadil první a druhý úsek do kategorie Q3, protože SNR těchto úseků má zápornou hodnotu a nejsou tedy vhodné pro další analýzu. Z původního signálu je použitelný pouze poslední 10 s úsek s hodnotou SNR přibližně 12dB a korelačním koeficientem 0.96.



Obrázek 6.11 Testování signálu *104m.mat*



Obrázek 6.12 Hodnocení signálu *104m.mat*

Tabulka 6.3 Výsledné hodnoty signálu *104m.mat*

	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	-2.455	0.9462
Úsek č.2	-1.0743	0.6840
Úsek č.3	12.407	0.9618

6.2 Testování na reálných datech z databáze Cardiology Challenge 2011

V této kapitole otestujeme naše navržené metody na databázi signálů Test Set A, která byla použita v soutěži Computing in Cardiology Challenge 2011. Databáze představuje soubor 1000 krátkých 12-ti svodových signálů, kdy jejich kvalita byla ohodnocena skupinou odborníků a ta je buď vyhovující, nebo nevyhovující. Podrobnějším popisem hodnocení těchto signálů se zabývá kapitola 4.1.

Před samotným testováním bylo třeba upravit navržené metody tak, aby jejich výstupem bylo binární hodnocení kvality. Dále bylo třeba stanovit pravidla pro hodnocení 12-ti svodového signálu jako celku. Metody byly také doplněny o detekci špatného kontaktu některé z 12-ti elektrod s kůží. V tomto případě má dílčí signál neměnný průběh a jeho číselné hodnoty jsou stejné. Pokud je detekován špatný kontakt, je vyhodnocen celkový signál jako nepřijatelné kvality.

SQI

U naší první metody počítající vzájemnou podobnost segmentů nebylo třeba dále vytvářet modifikace, protože jejím výstupem je již binární hodnocení kvality signálu. Pouze bylo zapotřebí si zvolit, jakým způsobem ohodnotit 12-ti svodový signál jako celek. Z jednotlivých podobností dílčích signálů se vypočítá průměrná podobnost a ta musí být opět vyšší, než je stanovená mez, jejíž hodnota zde byla nastavena na 0.80. Signál s nižší celkovou podobností, je tedy vyhodnocen jako nevhodné kvality.

Z našeho testování na reálných datech z databáze jsme došli k závěru, že tato metoda je funkční a dosahuje přijatelných výsledků, avšak má svoje mezery. Z celkového počtu bylo 658 záznamů vyhodnoceno jako vyhovující kvality a 342 záznamů jako nevyhovující kvality, z toho se výstupní hodnocení shodovalo s hodnocením lidských odborníků v 828-ti případech. Úspěšnost metody SQI je tedy přibližně 83%. Po následné kontrole neshod hodnocení odborníka s metodou bylo zjištěno, že většinou jde o případy, kdy metoda vyhodnotí signál jako nevhodné kvality, ale lidský odborník hodnotí tento signál jako vyhovující. Jedná se zejména o případy, kdy se projevuje nevýhoda metody SQI, která nerozezná patologický stav od fyziologického stavu a výsledná kvalita je pak stanovena chybně.

SNR

U druhé metody využívající vlnkové filtrace pro výpočet užitečného signálu bylo zapotřebí větších úprav. Výstupem SNR je průběžná křivka poměru užitečného signálu ku nežádoucímu šumu, na které můžeme pozorovat úseky s rozdílnou kvalitou. V dílčím signálu se analyzuje průběžná křivka SNR, která se nesmí dostat do záporných hodnot po dobu delší, než je 1s, tj. 500 záporných hodnot při vzorkovací frekvenci 500 Hz, jinak je kvalita dílčího signálu vyhodnocena jako špatná. Aby bylo celkové hodnocení 12-ti svodového signálu pozitivní, musí být minimálně 9 dílčích signálů vyhodnoceno jako vyhovující. Pokud tomu tak není, je celek vyhodnocen jako nepřijatelné kvality.

Metoda SNR vyhodnotila 829 záznamů přijatelných a 171 záznamů nevhodných pro další analýzu. S hodnocením lidských odborníků se výsledky shodují v 914-ti případech a úspěšnost metody SNR je tedy 91.4 %. Ve srovnání s předchozí metodou jde o velký rozdíl úspěšnosti a jedná se tedy o mnohem účinnější způsob posouzení celkové kvality signálů. Téměř všechny neshody hodnocení představují případy, kdy odborníci hodnotí záznam jako nevyhovující, ale metoda SNR ho bohužel vyhodnotí kladně. Po vizuální kontrole signálů se většinou jedná o záznam s nepravidelným průběhem, který metoda neodhalí.

Vlastní metoda

Poslední metoda navržená původně pro delší záznamy EKG, hodnotí krátké 10 s úseky, které zařazuje podle hodnoty SNR a vzájemné podobnosti daného úseku do kategoriálních tříd kvality. Zde bylo stanoveno, že pokud dílčí signál spadá do kategorie kvality Q1, nebo Q2 ($\text{SNR} > 0$, $\text{podobnost} > 0.85$), je jeho kvalita vyhovující. Celkový signál se hodnotí obdobným způsobem jako u předcházející metody SNR, avšak zde stačí 8 dílčích signálů vyhodnocených kladně, aby byl signál označen jako celek s dostatečnou kvalitou.

Z databáze bylo 740 záznamů vyhodnoceno s vyhovující kvalitou a 260 záznamů s kvalitou nevyhovující, z toho se hodnocení metody shodovalo s hodnocením odborníků v 891 případech. Úspěšnost naší metody je tedy přibližně 89% a je tedy výrazně spolehlivější, než samotná metoda SQI a nepatrně horší, než metoda SNR, která se ukázala jako nejúčinnější postup pro stanovení kvality signálu. (Tabulka 6.4)

Tabulka 6.4 Celková úspěšnost metod na reálných datech z databáze Challenge 2011

	SQI	SNR	Vlastní metoda
Úspěšnost:	82.9 %	91.4%	89.4 %

ZÁVĚR

Cíl této bakalářské práce bylo představit metody používané pro hodnocení kvality EKG signálů z odborných článků, popsat jejich princip a vybrané metody naprogramovat v prostředí Matlab.

Před samotnými metodami bylo třeba si představit základní poznatky o anatomické struktuře a funkční stránce srdce. Následoval popis Elektrokardiografie a základních částí EKG křivky. Dále různé typy rušení, kterou mohou u měření nastat, včetně způsobů, jak tyto jevy odstranit. V praktické části jsou představeny jednotlivé metody z odborných článků a dále byly naprogramovány v prostředí Matlab R2015b. Následně proběhlo ověření funkčnosti na uměle vytvořených datech a poté proběhlo testování na reálných datech z databází MIT-BIH a Challenge 2011 Training Set A, abychom mohli stanovit úspěšnosti jednotlivých metod a porovnat je mezi sebou.

Výstupní hodnocení metody SQI je hodnota průměrného korelačního koeficientu vypočítané šablony se segmenty a binární ohodnocení, zda kvalita signálu vyhovuje, či nevyhovuje. Jako nevýhodou této metody se ukázalo, že si neumí poradit s patologickými záznamy a vyhodnocuje je jako nedostatečné kvality. Další omezení je v délce testovaného signálu, kterou návrháři stanovili na 10 s. Při déle trvajících záznamech by metoda nemusela odhalit méně kvalitní úseky a pokud by je odhalila, nevěděli bychom ve které části se nacházejí. Po otestování na reálných datech z databáze jsme získali úspěšnost metody 82,9%, což je bohužel ze všech metod nejnižší hodnota a je tedy nejméně spolehlivá.

Druhá metoda SNR vypočítá celkovou hodnotu poměru užitečného signálu ku šumu, ale i její průběh. Odhad užitečného signálu se získá pomocí adaptivního vlnkové filtru, který tvoří nejdůležitější část. Výstupní signál z filtru se odečte od původního signálu a získáme tak šumovou složku a následuje počítání SNR. Podle průběžné křivky přesně vidíme, kdy se poměr SNR mění a můžeme stanovit úseky podle kvality, což je obrovská výhoda oproti předchozí metodě. Další výhodou je libovolná délka analyzovaného signálu, hodí se jak pro krátkodobé, tak i pro dlouhodobé signály EKG. Ze získaných dat můžeme říct, že filtr dosahuje výborných výsledků a odchylky jsou minimální. Po otestování na reálných datech dosáhla úspěšnost metody 91,4%, což je nejlepší výsledek ze všech tří metod.

Další část je věnována návrhu a testování vlastní metody, která vychází z předchozích principů. Výhodou je použití jak pro krátkodobé, tak i pro dlouhodobé záznamy signálů EKG. Signál EKG je nejprve filtrován pomocí vlnkového filtru. Následně je tento signál segmentován na krátké 10 s úseky. V každém úseku proběhne

detekce R vln, analýza intervalů RR, výpočet SNR a výpočet průměrného korelačního koeficientu. Podle získaných hodnot jsou dílčí úseky zařazeny do klasifikačních tříd kvality. Pokud není splněna některá podmínka, úsek se vyhodnotí jako nepřijatelné kvality. Výsledkem naší metody je tabulka hodnot SNR, korelačních koeficientů jednotlivých úseků a dále pak grafické ohodnocení celého signálu s klasifikací do tříd podle kvality. Úspěšnost metody vyšla 89,4% což je nepatrně menší, než u metody SNR.

Všechny metody jsou funkční a jejich výsledky dosahují solidní úrovně, avšak je tu stále prostor pro jejich optimalizaci a vylepšení, což by mohlo být tématem rozšíření této bakalářské práce pro dosažení lepších výsledků.

LITERATURA

- [1] WILHELM, Z. *Stručný přehled fyziologie pro bakalářské studijní programy*. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, 2002, 108s. ISBN 8021028378
- [2] Bernaciková, M., Kapounková, K., Novotný, J., Vomela, J., Vomelová, N. *Fyziologie člověka pro studenty bakalářských oborů Tělesné výchovy*. [online]. Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita, BRNO 2014 [cit. 2017-06-11]. ISBN: 978-80-210-7697-6 Dostupné z: <https://publi.cz/books/151/08.html>
- [3] Balek, B., *Elektrické biosignály lidského těla měřené ISESEM*. [online]. Souhrnný sborník Veletrhu nápadů učitelů z fyziky, Olomouc 2011 [cit. 2017-06-11]. Dostupné z: <http://vnuf.cz/sbornik/prispevky/16-01-Balek.html>
- [4] Akční potenciál v srdci, Portál wikiskripta.eu [online]. 2017 [cit 2017-06-11]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/w/Akčn%C3%AD_potenciál_v_srdci
- [5] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2011
- [6] BORSKÁ, L., et al. *EKG desatero*. 2. vydání. [Brno] : MSD, 2010. ISBN: 9788073921224
- [7] MUDr. Haman P., *Základy EKG*. [online]. Plzeň [cit 2017-17-11]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/popis5.htm>
- [8] HEŘMAN, P. *Biosignály z pohledu biofyziky: Vysokoškolská skripta*. 2006. vydání. 2006
- [9] NAVRÁTIL, L., ROSINA, J., et al. *Medicínská biofyzika*. 2005. vydání. Praha: GRADA, 2005. 524 s. ISBN: 8024711524
- [10] SIEGEL, J. *Generátor rušení EKG signálu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 44s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital.
- [11] ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [12] KOLÁŘ, V. *Elektromagnetická kompatibilita*. [online]. [cit. 25-11-2017]. Dostupné z: http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/FEI/EMC/sylaby/12_Impulzni_ruseni.pdf
- [13] SILVA, Ikaro; MOODY, George B.; CELI, Leo. *Improving the quality of ECGs collected using mobile phones: The Physionet/Computing in Cardiology Challenge 2011*. In: Computing in Cardiology, 2011. IEEE, 2011. p. 273-276.
- [14] Vítek M, Hrubeš J, Kozumplík J. *A wavelet-based ECG delineation with improved P wave offset detection accuracy*. Analysis of Biomedical Signals and Images. Biosignal 2010; 1-5. ISBN: 978-80-214-4106- 4.

- [15] Z. Zidelmal, A. Amirou, M. Adnane, A. Belouchrani, *QRS detection using wavelet coefficients*, Comput. Method. Program. Biomed. 107 (3) (2012) 490–496.
- [16] Maršánová L. *Detection of P, QRS and T components of ECG using phasor transform*. Student branch IEEE 2016;55-58. ISBN: 978-80-214-5389- 0.
- [17] C. Orphanidou, T. Bonnici, P. Charlton, D. Clifton, D. Vallance, and L. Tarassenko, *Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: derivation and applications to wireless monitoring*, IEEE journal of biomedical and health informatics, vol. 19, no. 3, pp. 832, 2015.
- [18] GHOLINEZHADASNEFESTANI, S., A. TEMKO, N. STEVENSON, G. BOYLAN, G. LIGHTBODY a W. MARNANE. *Assessment of Quality of ECG for Accurate Estimation of Heart Rate Variability in Newborns*. IEEE [online].2015, (978-1-4244-9270-1) [cit. 2017-12-12] .
- [19] SMITAL, L., KOZUMPLÍK, J., *EMG_MAKER*; Software pro generování myopotenciálů. Ústav biomedicínského inženýrství, FEKT VUT v Brno, Kolejní 4, 61200 Brno. (software)
- [20] JOSHUA, J., KOZUMPLÍK, J., SMITAL, L., *Vlnkový wienerovský filtr svalového rušení v EKG signálech*, Elektrorevue [online]. 2015, Brno, [cit. 2018-01-03]. ISSN 1213-1539
- [21] BEHÁŇOVÁ, Andrea *Maximalizace diagnostické výtěžnosti signálů EKG: bakalářská práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2017. 57 s. Vedoucí práce Ing. Martin Vítek, Ph.D.